

Aus dem Institut für Physiologie und Biokybernetik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. W. D. Keidel

**Gemittelte Hirnrindenpotentiale
des Menschen nach elektrischer Reizung
der Zahnpulpa und des Parodontiums:
Methodik und Intensitätsabhängigkeit**

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Wolfgang Hans-Michael Raab
aus Amberg

1983

1983 № 217



Aus dem Institut für Physiologie und Biokybernetik
der Universität Erlangen - Nürnberg
Direktor: Professor Dr. W. D. Keidel

Gemittelte Hirnrindenpotentiale
des Menschen nach elektrischer Reizung
der Zahnpulpa und des Parodontiums:
Methodik und Intensitätsabhängigkeit

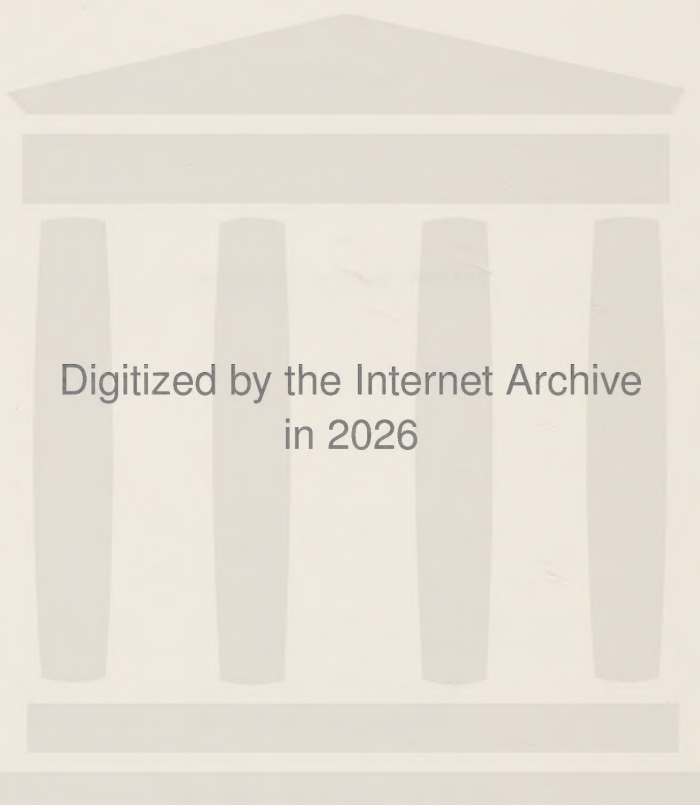
Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von
Wolfgang Hans-Michael Raab
aus Amberg

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. V. Becker
Referent: Prof. Dr. E. David
Korreferent: Prof. Dr. W.D. Keidel
Tag der mündlichen Prüfung: 10.6.83

meinen Eltern gewidmet



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546228_0003

Inhaltsangabe

	Seite
1.	Einführung 1
1.1	Allgemeines 1
1.2	Experimentelle Schmerzforschung 2
1.3	Rezeptor und Nociceptor 3
1.4	Die Zahnpulpa als Rezeptororgan 4
1.5	Sensorik des Parodontiums 5
2.	Problemstellung und Methodik 7
2.1	Die Zahn-Reizelektrode 7
2.2	Anlegen der Zahnelektrode 11
2.3	Elektrode zur Reizung des apikalen Parodontiums 13
2.4	Bipolare, invasive Reizmethode 16
2.5	Reizgeräte und Abstufung der Intensität 18
2.6	EEG-Ableitung und Auswertung 19
2.7	Versuchsablauf und Probanden 21
3.	Ergebnisse 24
3.1	Überprüfung der Methode 24
3.1.1	Elektrische Eigenschaften von Schmelz und Dentin 24
3.1.2	Reizstromkurve von Pulpa und Parodontium 27
3.1.3	Vergleich invasive und nicht invasive Methode der Zahnpulpareizung 29
3.1.4	Diskussion 33
3.2	Das Zahnpulpareiz- evozierte Potential (ZPEP) 35
3.2.1	Einzelkomponenten 35
3.3	Der Einfluß der statistisch variierten Intensitäten auf das ZPEP 36
3.3.1	Analyse ungemittelter reizkorrelierter EEG-Abschnitte 36
3.3.2	Analyse der Mittelungsergebnisse 40
3.4	Intensitätsabhängige Veränderungen des ZPEP 42
3.5	Intensitätsfunktion des ZPEP 45
3.6	Das Parodontalreiz-evozierte Potential (PAEP) 46
3.6.1	Einzelkomponenten und Zeitverlauf 47
3.7	Intensitätsabhängige Veränderungen des PAEP 48
3.8	Konkurrierende Parameter des PAEP 49
3.9	Das PAEP im schwellennahen, taktilen Bereich 52
4.	Diskussion 54
4.1	Das Zahnpulpareiz-evozierte Potential 54
4.2	Das Parodontalreiz-evozierte Potential 56
5.	Zusammenfassung 57
6.	Literatur 58
Anhang I	

1. Einführung

1.1 Allgemeines

Der Beginn der experimentellen Schmerzforschung läßt sich auf die Arbeiten von Blix [8] im Jahr 1884 zurückführen; mit dem Nachweis von Schmerzpunkten der Haut war es möglich, das Phänomen Schmerz als sensorische Modalität zu behandeln und zu untersuchen.

Das Fehlen einer allgemein gültigen Definition des Begriffes Schmerz und die anhaltende Diskussion über die Natur des ad-äquaten Schmerzreizes (Carmon [14], Beecher [5], Scott [65]) zeigen die Problematik der "Schmerzforschung".

Für den experimentellen Bereich hat sich die Begriffsbildung Schmerzsinn oder Nociception als sinnvoll erwiesen; damit wird in erster Linie die sensorisch-cognitive Dimension des Phänomens Schmerz umrissen, ohne aber völlig die affektiv-motivationale Seite der Empfindung außer acht zu lassen. Über die Ergebnisse, insbesondere der neurophysiologischen Untersuchungen, geben die Monographien von Janzen, Keidel, Herz und Streichele 1972 [42], Bonica, Albe-Fessard 1976 [9] eine gute Übersicht. Entscheidende Impulse der jüngeren Zeit verdankt die Schmerzforschung der von Melzack und Wall entwickelten Gate-Control-Theorie [54], die Elemente zweier sich gegenseitig ausschließender Konzepte der Spezifitätstheorie und der Patterntheorie enthält.

Die Spezifitätstheorie geht auf von Frey [27] zurück und bezieht sich auf eine spezifische Anordnung von freien Nervenendigungen und nociceptiven Nervenfasern, sowie deren eigener zentraler Repräsentation. Dem gegenüber steht die Patterntheorie, die als eine Weiterentwicklung der Modellvorstellungen von Goldscheider [29] zu betrachten ist. Sie widerspricht der Vorstellung von der Existenz spezifischer Rezeptoren und erklärt Schmerz als die Summation unspezifischer Reize. Es gibt also keine spezifischen Schmerzreize, sondern



nur schmerzhafte Reize, die dies auf Grund ihrer räumlichen oder zeitlichen Summation sind.

Während die Patternthorie der Tatsache der physiologischen Spezialisierung und der Existenz freier Nervenendigungen von A-delta und C-Fasern, die nur Schmerz vermitteln, nicht gerecht wird, kann bei der Spezifitätstheorie die Annahme, daß Schmerz immer an das Vorhandensein spezifischer Nocizeptoren gebunden ist und die Miterregung anderer Strukturen eine Hintergrundaktivität darstellt, nicht bewiesen werden.

Die Gate-Control-Theorie versucht den Einwendungen gegen die beiden vorgenannten Theorien Rechnung zu tragen und entwickelte das Modell eines Kontrollmechanismus in der Substantia gelatinosa, der den Fluß sensorischer Information steuert.

Die Aktivität dicker (A-beta)-Fasern hemmt die synaptische Übertragung von Erregungen dünnerer (A-delta-und C-)Fasern. Jedoch ist deren Weiterleitung möglich, sobald ein kritischer Wert der Impulsrate überschritten wird. Diesem Gate-Control-System ist ein zentraler Steuermechanismus übergeordnet, welcher die Regeleigenschaften beeinflußt.

1.2 Experimentelle Schmerzforschung

Eine Vielzahl von Methoden der Schmerzreizung wie Hitze, Ultraschall, Elektrostimulation der Haut, - eine gute Übersicht findet sich bei Hilgard [39] -, muß als unspezifisch betrachtet werden, da diese Verfahren nicht in der Lage sind, ausschließlich, und dies auch im Schwellenbereich, Schmerz auszulösen. Aus den im Kapitel 1.4 dargelegten Gründen, bietet sich die Zahnpulpa für eine spezifisch nociceptive Reizmethode an.

Viele Autoren umgingen den hohen Widerstand des Schmelzes durch Präparation von Kavitäten zur Elektrodenaufnahme [35/20]7.

Bei den bisher vorgeschlagenen, nicht invasiven Verfahren, z.B. Stahlstifte oder mit Klebewachs befestigte Silberplättchen [52/69], besteht trotz zusätzlicher Isolationsmaßnahmen (Cofferdam, kontinuierlicher Luftstrom) die Möglichkeit des Isolationslecks.

Die Bemühungen um die Quantifizierung der Nociception waren immer von dem Bestreben getragen, auf Grund der ausgeprägten affektiv-emotionalen Dimension des Schmerzes, sich nicht ausschließlich auf subjektbezogene Meßmethoden stützen zu müssen. Mit der Entwicklung von Verfahren zur Registrierung sensorisch evozierter Potentiale (Dawson 1947 [22], Spreng und Keidel 1962 [67], Keidel 1965 [47]), entstand der Gedanke, das Prinzip auch auf den Schmerzsin zu übertragen.

Den ersten Nachweis nociceptiver evozierter Potentiale erbrachten Spreng und Ichiooka 1964 [68] mit elektrischer Reizung der Zahnpulpa. Erst sehr viel später wurde von anderen Autoren (Chatrian 1975 [20], Chapman 1977 [18]) diese Methode der Registrierung evozierter Potentiale nociceptiven Ursprungs aufgenommen.

1.3 Rezeptor und Nociceptor

Jeder physikalische Reiz, gleich welcher Art, erzeugt Schmerz, sobald er einen bestimmten Grenzwert übersteigt. Diese empirisch gewonnene Tatsache steht im scheinbaren Widerspruch zu der Forderung der Spezifität, also der eindeutigen Zuordnung von Sinnesqualität und Sinnesreiz, es sei denn, man definiert den Schmerzreiz als den Reiz, der ein Gewebe zu schädigen droht.

Dieses Problem stellt sich in der experimentellen Schmerzforschung auf der Ebene der Rezeptoren insoweit, als eine Reizapplikation gefunden werden muß, die in der Lage ist, ausschließlich die Sinnesqualität Schmerz auszulösen.

Anhand der neueren Literatur [12/4/6] läßt sich für das breite Spektrum der Rezeptoren folgende Aussage treffen.

Die Empfindungsqualität Schmerz ist immer an die Erregung freier Nervenendigungen aus der Gruppe der A-delta und C-Fasern gebunden, wobei jedoch einige, auf Grund ihrer niedrigen Reizschwelle, nicht als Nociceptoren angesprochen werden können.

Die Doppelnatur des Schmerzes wird somit durch zwei unterschiedliche Fasergruppen repräsentiert. Auch beim Menschen konnte mittels selektiver Blockade nachgewiesen werden, daß der epikritische Erstsmerz an die Funktion der A-delta und der protopatische Zweitsmerz an die der C-Fasern gebunden ist [24].

Die unterschiedlich strukturierten Endformationen der Fasergruppen A-alpha, A-beta und A-gamma können unabhängig von der Reizstärke keinerlei Schmerzempfindung auslösen.

1.4 Die Zahnpulpa als Rezeptororgan

Die die Zahnpulpa versorgenden Neurone treten zusammen mit den Gefäßen durch das Foramen apicale in das Pulpakavum, beginnend im cervikalen Wurzeldrittel sich aufzufächern und bilden randständig in der Kronenpulpa nach Verlust der Myelinscheide den Raschkov'schen Plexus [73/74].

Innerhalb dieses Plexus konnten keine morphologisch strukturierten Rezeptoren gefunden werden [64/25], jedoch drei verschiedene Formen freier Nervenendigungen [36], wovon eine als sympathische Efferenz mit Blutgefäßen in Verbindung steht. Eine exakte funktionelle Zuordnung der afferenten freien Nervenendigungen ist noch nicht vollständig gesichert [2/73/72].

Jedoch konnte histologisch [13], wie elektrophysiologisch [30] die ausschließliche Existenz von A-delta und C-Fasern im afferenten Faserspektrum nachgewiesen werden.

Die freien Nervenendigungen finden sich zum Teil auch im Dentin und Prädentin, ohne jedoch direkt an deren Innervation beteiligt zu sein, wie Untersuchungen von Dellow und Roberts [23], sowie Anderson [2] zeigen. Diese Aufgabe fällt den Odontoblastenfortsätzen zu, die Rezeptorfunktionen übernehmen und so über die durch tight-junctions verbundenen freien Nervenendigungen an der Erregungsbildung und Weiterleitung beteiligt sind. Die Pulpa als Ganzes kann demnach als no-ciceptives Organ betrachtet werden.

1.5 Sensorik des Parodontiums

Im Gegensatz zur Pulpa, in der ausschließlich A-delta und C-Fasern repräsentiert sind, verfügt der Zahnhalteapparat über eine Vielzahl sensibler Endstrukturen.

Die somato-sensorischen Nervenfasern treten als Seitenäste des N. dentalis durch die Lamina cribriformis und bilden ein Nerven-geflecht, dessen größte Dichte im apikalen Wurzeldrittel erreicht wird [41].

Im wesentlichen lassen sich drei Formen neuronaler Endstrukturen unterscheiden [31]:

- 1.) nicht-myelinisierte Fasern, freidend, mit Axonverdichtung
- 2.) spindelförmige Rezeptoren, bestehend aus markhaltigen Nervenfasern, umgeben von marklosen, mit einem Gesamtdurchmesser des Gebildes von 7 - 12 μ m.
Diese Struktur wird als Mechanorezeptor vom Typ I [32] charakterisiert.
- 3.) Ein weiterer, Typ II, Mechanorezeptor bildet einen Endring [32/33], der aus einem komplexen Aufbau markhaltiger und ringförmig angeordneter markloser Nervenendigungen besteht.

Elektrophysiologische Untersuchungen der beiden Rezeptoren [53] zeigen für Typ I eine sehr niedere Schwelle gegenüber mechanischen Reizen, sowie Leitungsgeschwindigkeiten von 42 m/sec der zugehörigen Fasern. Demgegenüber wird die Schwelle des Rezeptors vom Typ II erst bei schädigenden mechanischen Reizen erreicht. Im Gegensatz zum Typ I spricht er ebenso auf chemische und thermische Reize (50 °C) an.

Somit kann im Parodontium neben den freien Nervenendigungen auch der Rezeptor vom Typ II als Nociceptor betrachtet werden.

Obwohl die Fasern von Pulpa und Parodontium sich stark verzweigen, bleibt es bei einer strikten Trennung von pulpalen und parodontalen Anteilen. Greenwood [30] konnte nachweisen, daß es bei Pulpareizung zu keiner Mitbeteiligung von Fasern parodontalen Ursprungs kommt.

2. Problemstellung und Methodik

2.1 Die Zahn-Reizelektrode

Die Registrierung evozierter Potentiale nach elektrischer Reizung der Zahnpulpa wird durch das dabei entstehende elektrische Artefakt massiv erschwert.

Um einen Reizeinbruch möglichst gering zu halten, übernahm Chatrian [20] die bereits im Tierversuch [38/3] bewährte Methode des "Anbohrens" von Zähnen für die Elektrodenaufnahme. Aus ethischen, wie auch aus praktischen Gründen schied dieses Verfahren für uns aus. Bei Anwendung einer nicht invasiven Methode ergibt sich jedoch das Problem eines einerseits hohen Übergangswiderstandes am Schmelz und andererseits der Möglichkeit von Leckströmen durch ungenügende Isolation.

Ein Verfahren, wie es beispielsweise von Chapman und Mitarbeitern [17/18/19] angewandt wurde, nämlich eine von Hand gehaltene Reizelektrode, schied wegen der möglichen Veränderung der Elektrodenlage, sowie der Ablenkung des Probanden aus.

Die Fixation von Silberplättchen mittels Klebewachs am Zahn [68] brachte auf längere Sicht nur ungenügende Ergebnisse. Eine mechanische Haltevorrichtung mit prothetischen Hilfstteilen (Rushanker) wurde wegen der starken Unterschiede der einzelnen Zahnformen wieder verworfen.

Eine Reihe von Experimenten mit verschiedenartigen Gummimaterialien, die gleichzeitig als Isolation und als Elektrodenträger dienen sollten, führten zur Entwicklung einer Elektrode, die mechanisch stabil war, eine hohe Isolation gegenüber dem Mundmilieu aufwies und außerdem eine geringe Irritation des Probanden verursachte. Somit entsprach sie weitgehend allen unseren Anforderungen.

Als Ausgangsmaterial des Elektrodenhalters dient ein geschlossenzelliger Moosgummi strang, der mittels einer speziellen Schneidevorrichtung in exakt rechtwinkelige und 5,5 mm lange Stücke zerteilt wird. Danach wird der so erhaltene Gummizylinder in ein Messingrohr eingebracht, dessen Innendurchmesser dem

des Gummistranges entspricht. Eine Seite (der Metallhülse) ist durch eine Lochscheibe mit einer Öffnung von 4,5 mm verschlossen; auf der anderen Seite ist ein Gewinde zur Aufnahme einer Rändelschraube eingefräst.

Ein vor dem Eindrehen der Schraube eingelegter Metallzylinder verhindert, daß Drehkräfte auf den Gummi während des Schraubvorganges ausgeübt werden.

Mit Hilfe der Rändelschraube wird nun der Gummizylinder ein genau definiertes Maß komprimiert, so daß ein Teil des Gummis in Form einer Halbkugel durch die Lochscheibe austritt. Dieser "Überstand" wird abgeschnitten und der Moosgummi aus dem Metallzylinder genommen.

Der so erhaltene Elektrodenhalter hat einen Außendurchmesser von 8,5 mm, eine Höhe von 5,5 mm und besitzt auf der einen Seite eine Konkavität in Form einer Halbkugel mit einem Durchmesser von 4,5 mm und einer Tiefe von 2,5 mm.

Durch den Elektrodenhalter wird nun ein isolierter Draht geführt, an dessen Ende ein Silberplättchen angelötet ist, welches dann innerhalb der Halbkugel zu liegen kommt. Siehe Abbildung 1.

Nach einer Reihe von Vorversuchen mit verschiedenen Klebstoffen erwies sich ein nicht toxischer Polymerisationskleber als geeignet. Dieses Präparat aus Cyanoacrylat hat den Vorteil, innerhalb weniger Sekunden zu erhärten, wenn der Spalt zwischen den zu verbindenden Flächen möglichst gering ist.

Aufgrund der nur geringen verwendeten Menge kann die beim Abbindevorgang entstehende Wärme keine thermisch bedingte Veränderung der Reizschwelle oder gar eine Schädigung der Pulpa hervorrufen.

Der verwendete Polymerisationskleber ist ein Metylestercyanoacrylat und härtet unter Zutritt von Luftfeuchtigkeit im neutralen Bereich aus.

Sauere Valenzen verhindern oder verzögern den Abbindevorgang mit dem Ergebnis einer geringeren Endhärte.

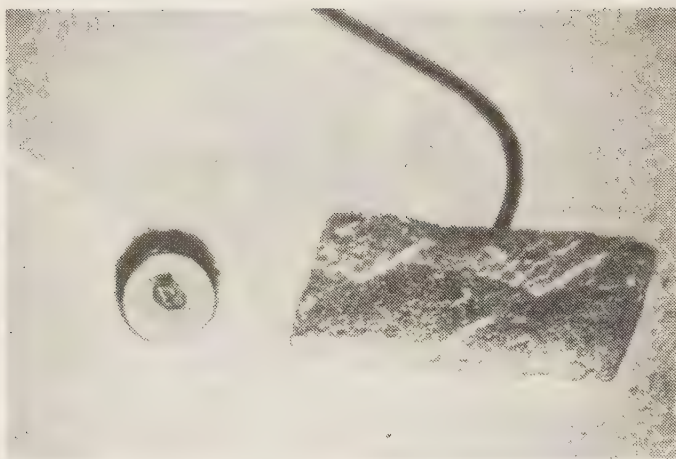
Anfängliche Versuche mit JS 12 (JS496) (1.) zeigten, daß die Verklebung nach etwa 2 Stunden von Feuchtigkeit unterwandert werden kann.

Aus diesem Grund wurde JS 415 (1., 2.,) verwendet, ebenfalls ein Methylestercyanoacrylat, das jedoch aufgrund seiner hohen Viskosität (1500 m Pas) ein besseres Spaltfüllvermögen ($< 0,25$ mm) aufweist. Die längere Abbindezeit (≈ 30 sec) wurde durch Auftragen eines Aktivators (3.) auf den Schmelz umgangen. Dies hat zusätzlich den Vorteil, daß eventuell vorhandene saure Valenzen durch den Aktivator neutralisiert werden und somit eine bessere Verbindung gewährleistet ist.

1.) JS 12, JS 496, JS 415 von Loctite-Corporation,
Connecticut,USA

2.) JS 415 Spezifischer Durchgangswiderstand $> 8,6 \times 10^{12} \Omega\text{-cm}$

3.) Loctite JS-Aktivator AC



Reizelektrode aus geschlossenenzelligem Moos-

Abb. 1 links: gummi mit Silber-Silberchloridplättchen
rechts: Referenzelektrode

Die Elektrodengröße beeinflusst neben den für die Reizung und Erregungsbildung notwendigen physiologischen Parametern auch physikalisch und anatomisch bedingte Größen.

Zu diesen gehört zum einen der Übergangswiderstand [57 / 58], und damit die zur Reizung notwendige Spannung, zum anderen die Stromdichte, die für die Reizschwelle, sowie -intensität verantwortliche Größe.

Mumford [61] konnte nachweisen, daß bedingt durch die besondere anatomische Struktur der Zahnhartsubstanz, die Stromdichte an der Pulpadentingrenze etwa doppelt so hoch ist wie an der Elektrode selbst.

Eine Vergrößerung der Elektrodenfläche über 20 mm^2 hinaus hat jedoch keine Steigerung der Reizschwelle zur Folge.

Farbstoffiontophoretische Untersuchungen bestätigen die Vermutung, daß die größte Stromdichte unter diesen Umständen nicht

an der Pulpadentingrenze, sondern im sich verjüngenden Wurzelkanal erreicht wird [60/61].

Die Möglichkeit der Reizung periapikalen Gewebes konnte aufgrund von Untersuchungen verschiedener Autoren [58], [59] sowie eigenen Versuchen (siehe Kapitel 2.2) ausgeschlossen werden.

2.2 Anlegen der Zahnelektrode

Über die gereinigten Oberkieferfrontzähne wird ein Spanngummi (Cofferdam) mit fünf eingestanzten Löchern gezogen und vom Probanden gehalten. Die vorbereitete Reizelektrode wird an ihrer Klebestelle mit Aktivator (JS Aktivator AC von Loctite) besprüht und anschließend mit Zyanoacrylat (JS 415) bestrichen. Ein karies- und füllungsfreier Schneidezahn wird mit H_2O_2 3 % nochmals gesäubert, getrocknet und die Elektrode so plziert, daß sie möglichst nahe an der Schneidekante zu liegen kommt, ohne diese zu überragen.

Aceton oder Alkohol sollten für die Reinigung nicht verwendet werden, da Rückstände von beiden die Aushärtung von Zyanoacrylat beeinträchtigen.

Die Verwendung des Aktivators bewirkt zweierlei, zum einen wird sichergestellt, daß der Klebstoff in der Porosität des Kunststoffes auch wirklich aushärtet (Möglichkeit von Leckbildungen) und zum zweiten reduziert sich die Andrückdauer von ca. 40 sec auf etwa die Hälfte. Im Anschluß wird der Cofferdam am Zahn und in den Interdentalräumen festgeklebt und die Elektrode zirkulär nochmals mit Zyanoacrylat bestrichen.

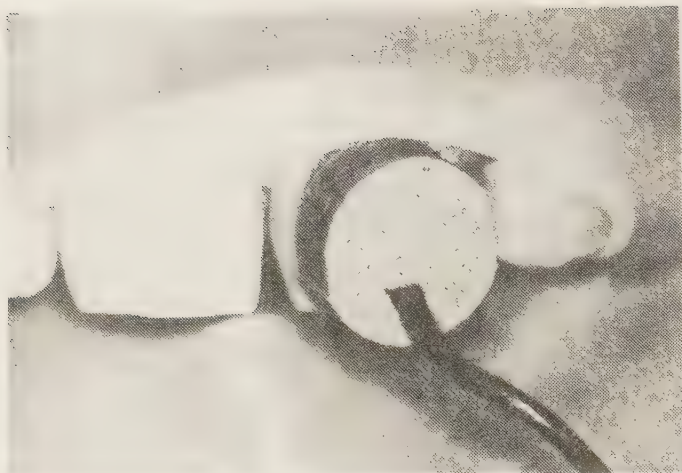


Abb. 2 Reizelektrode

Elektrodengelee, das in einer Spritze aufgezogen ist, wird mit einer feinen Kanüle (Nr. 12) in die Elektrodenkammer injiziert. Nach dem Abdichten der Einstichstelle und der gesamten Elektrodenoberfläche mit Zyanoacrylat wird diese mit einem Feuchtigkeitsschutzmittel (No. 13555 von Loctite) bestrichen.

Dies verhindert, wenn trotz aller Vorsichtsmaßnahmen doch Feuchtigkeit an die Elektrode gelangt, daß die Klebstelle unterwandert wird und somit Leckströme entstehen.

Zuletzt wird der Cofferdam gerafft und soweit reduziert, daß er den Probanden nicht irritiert.

Als Gegenelektrode verwenden wir ein rundes Silberplättchen von 6 mm Durchmesser mit ungelöteter Litze, das in ein Schwammstück von ca. 1 x 3 cm gezogen wird.

Das Schwammstück gewährleistet ausreichend Kontaktfläche zur Schleimhaut und bewirkt aufgrund seiner Größe, daß es Lippen- bzw. Wangendruck in der Umschlagfalte möglichst dicht am zu

reizenden Zahn in seiner Lage hält.

Zur besseren Veranschaulichung wird in Abb. 3 die Elektrode schematisch dargestellt.

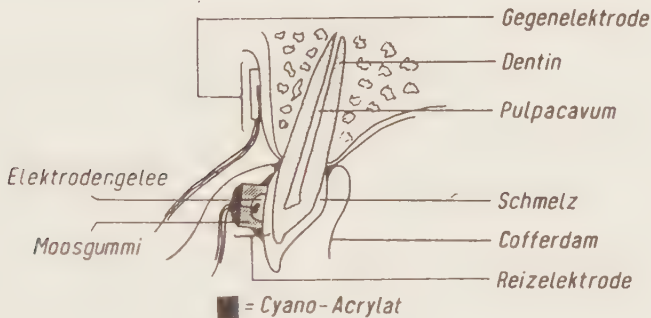


Abb. 3 Reizelektrode: Erläuterung siehe Text

2.3 Elektrode zur Reizung des apikalen Parodontiums

Die Zahl der für diese Art der Experimente infrage kommenden Probanden wird durch zwei grundlegende Bedingungen eingeschränkt. Zum einen muß ein Zahn auf der gleichen oder Gegenseite sowohl karies- als auch füllungsfrei sein, zum anderen darf der entzündliche Prozeß, als dessen Folge die Pulpa entfernt wurde, keine apikale Beteiligung aufweisen.

Zwischen der Pulpaextirpation mit anschließender Wurzelkanalaufbereitung bis zum physiologischen Apex und dem Experiment lag ein Zeitraum von etwa zwei Wochen, um sicherzustellen, daß die distalen Anteile der die Zahnpulpa versorgenden Nervenfasern degeneriert waren. Bis zur Durchführung des Versuches wurde der Zahn mit einer medikamentösen Zwischeneinlage versorgt.

Als Ausgangsmaterial der Elektrode dient ein 0,25 mm starker isolierter Silberdraht, dessen etwa 1 mm freies Ende chloriert wird, indem es in eine 2-%ige Kochsalzlösung bei einer Spannung von 1,5 Volt für wenige Minuten getaucht wird. Dies soll sicherstellen, daß galvanisch bedingte Gleichspannungskomponenten, die die Reizschwelle beeinflussen könnten, gering gehalten werden.

Die Elektrode wird aufgrund der röntgenologisch geschätzten Wurzelkanallänge so bemessen, daß die freie Spitze etwa 2 mm vor dem physiologischen Apex des Zahnes zu liegen kommt. Auf diese Weise kann jeder mechanische Kontakt mit dem zu reizenden Gewebe vermieden werden.

Die elektrische Leitfähigkeit wird durch die Instillation von 0,5-%igem Ringeragar in den Wurzelkanal unmittelbar vor der Elektrodenapplikation hergestellt. Anschließend wird die palatinale Fläche des Zahnes angeätzt und die Trepanationsöffnung mit lichthärtendem Kunststoff (visio-fil[®] der Firma Espe) verschlossen.

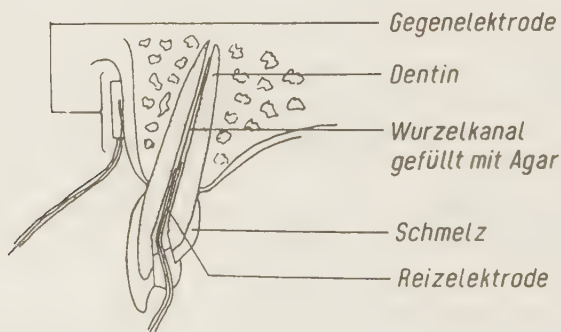


Abb. 4 Schematische Darstellung der Elektrode
zur Reizung des Parodontiums

Zu diesem Isolationsverfahren war ebenso wie in Kapitel 2.4 gegriffen worden, da frühere Versuche mit autopolymerisierendem Kunststoff (z.B. Palavit 55[®] der Firma Kulzer) infolge von Leckströmen abgebrochen werden mußten. Als Ursachen kommen neben der mangelnden mechanischen Retentionsmöglichkeit auch die Spaltbildung am Zahn, aufgrund der Polymerisationsschrumpfung, sowie die ungenügende Anpassung und Ausformung des Kunststoffes durch die beginnende Aushärtung in Betracht.

Das Anätzen der Zahnoberfläche mit 30-%iger Phosphorsäure bewirkt eine Mikroretention, der hohe Anteil an anorganischen Füllkörpern im Kunststoff reduziert die Polymerisationsschrumpfung, das Erhärten unter Zufuhr von Licht bestimmter Wellenlänge erlaubt eine frei wählbare Verarbeitungszeit des Füllungsmaterials. Das Anätzen der Schmelzoberfläche stellt keine Schädigung dar, da es innerhalb kurzer Zeit zu einer vollständigen Remineralisation durch den Speichel kommt.

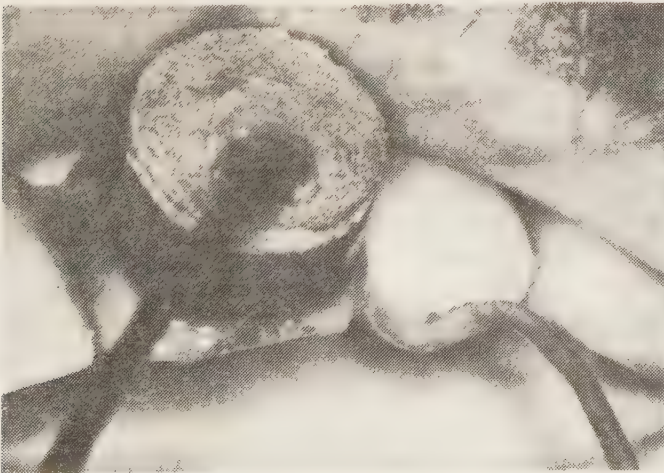


Abb. 5 Zahn 21 mit Elektrode zur Reizung der Pulpa
Zahn 22 mit Elektrode zur Reizung des apikalen
Parodontiums.

2.4 Bipolare, invasive Reizmethode

Wie in Kapitel 3.3 dargestellt, wurde zur methodischen Überprüfung der Versuch einer bipolaren Pulpareizung unternommen. Ein oberer, linker Schneidezahn, an dem eine labiale Kunststofffüllung aus ästhetischen Gründen entfernt werden sollte, wurde folgendermaßen vorbereitet.

Durch die Füllung und Unterfüllung werden zwei kreisrunde Kavitäten von 1 und 1,5 mm Durchmesser im Abstand von 3 mm zueinander präpariert und zwar so tief, daß deren Boden vollständig im Dentin zu liegen kam. Nach Säuberung mit 3-%igem H_2O_2 und anschließendem Trocknen wird ein jeweils 0,25 mm starker Silberdraht in die beiden Kavitäten eingelegt und mit Zyanoacrylat (JS 496[®] von Loctite) auf Höhe der Schneidekanten fixiert. Anschließend werden die beiden Elektrodenhohlräume mit Silberamalgam (Luxalloy[®] der Firma Degussa) gefüllt. Das Amalgam gewährleistet eine hohe elektrische Leitfähigkeit und bestimmt folglich aufgrund des Kavitätendurchmessers die wirksame Elektrodenfläche.

Unter Berücksichtigung der auftretenden Fehler bei der Präparation der Kavitäten läßt sich das Verhältnis der beiden Elektrodenflächen grob mit 1 : 2 schätzen. Die Verwendung zweier verschiedener Elektroden Durchmesser geschieht im Hinblick auf mögliche Unterschiede in den Ergebnissen, da jede Elektrode für sich, auch für eine monopolare Reizart, verwendet werden kann und somit unterschiedliche Stromdichten bei gleichem Betrag der Stromstärke an der Pulpa-Dentingrenze auftreten.

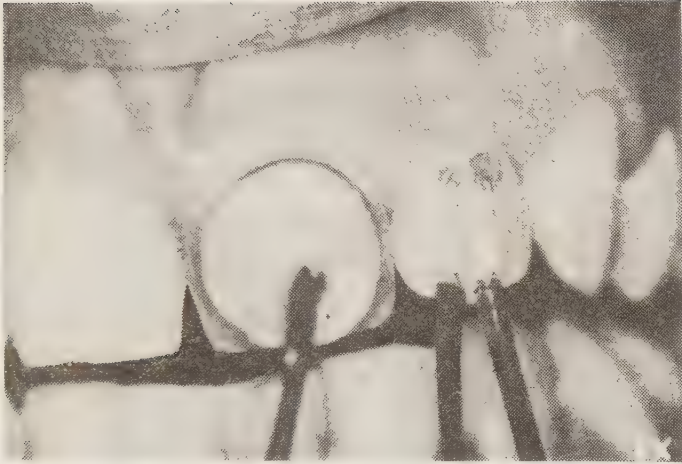


Abb. 6 Zahn 22 mit zwei Elektroden aus Amalgam zur invasiven Reizung der Pulpa

Über die beiden Silberdrähte werden nun Isolationsschläuche geschoben und die "Amalgam-Füllungen", sowie die freien Silberdrahtenden, nach vorherigem Anätzen (siehe Kapitel 2.3) mit Füllungskunststoff (visio-fil[®] der Firma Espe) abgedeckt. Auf diese Weise wird eine bipolare Reizung der Pulpa ermöglicht, die die Erregungsbildung in der koronalen Pulpa zwingend zur Folge hat, ohne daß Zugeständnisse an die Isolation gegenüber der übrigen Mundhöhle gemacht werden müssen.



Abb. 7 Zahn 22 nach Isolation mittels Füllungskunststoff

2.5 Reizgeräte und Abstufung der Intensität

Die Reizeinrichtung gliedert sich funktionell in zwei Einheiten. (Siehe Abb. 8.) Der Funktionsgenerator gibt die jeweils eingestellten Zeitparameter vor, die vom Reizisolator in zuvor bestimmte Reizgrößen umgewandelt werden. Die Verwendung einer Isolationseinheit ist nötig, da aufgrund des großen Übergangswiderstandes (800 k Ω) der Reizelektrode hohe Spannungswerte benötigt werden. Der Reizisolator gewährt eine galvanische Trennung von den übrigen Komponenten des Versuchsaufbaus. Ausgehend von den Ergebnissen der Vorversuche, sowie den Untersuchungen von Reeh [63], erschien es sinnvoll, während einer Versuchsserie unterschiedliche Reizstärken definierter Größe zu verwenden.

Die durchzuführenden Abänderungen des Reizisolators sollten jedoch die Geräteeigenschaften, wie galvanische Entkoppelung (10 G Ω) und maximal verfügbare Spannung (110 V) nicht beeinflussen.

Die Intensität eines Reizes wird geräteseitig mit Hilfe eines Wendelpotentiometers eingestellt, indem ein Teil der verfügbaren Spannung an Masse gelegt wird. Da sich unabhängig von dem eingestellten Widerstandsverhältnis (Schwellenwert) der Gesamtwiderstand des Potentiometers gegenüber Masse nicht ändert, ist es möglich, durch in Serie geschaltete Widerstände die nutzbare Spannung zu verändern (siehe Anhang). Die Widerstände werden so berechnet, daß fünf Intensitäten (0,2, 4,6, 8 dB) zur Verfügung stehen, wobei für 8 dB der Widerstand = 0 gesetzt wird, sodaß die maximale Geräteleistung erhalten bleibt. Die galvanische Trennung wird beim Reizisolator mit Optokopplern erreicht. Da die Abänderung des Gerätes vor diesen Optokopplern erfolgte, wird die hohe galvanische Trennung nicht beeinflusst.

Das Schalten der einzelnen Widerstände erfolgt extern von Hand, gleichzeitig damit geschieht die Ansteuerung des Funktionsgenerators, sowie die Abstufung der Triggerimpulshöhe; damit wird eine spätere Sortierung der einzelnen Reize nach Intensität ermöglicht.

2.6 EEG-Ableitung und Auswertung

Die Experimente werden, um elektrische Störspannungen zu reduzieren, in einer abgeschirmten Kammer durchgeführt. Die EEG-Ableitung erfolgt pseudounipolar in Anlehnung an das 10-20-System. Die Referenz- und die Erdelektrode liegen am linken Mastoid (A_1) bzw. rechten Mastoid (A_2). Um den Reizeinbruch möglichst gering zu halten, liegt die Referenzelektrode immer auf der gleichen Seite wie der zu reizende Zahn, bei Verwendung einer anderen Ableitposition wird im Text gesondert darauf hingewiesen.

Das Elektroenzephalogramm wird mit einem Isolationsverstärker (Analog Devices 286 J) bei einer Bandbreite von 0 - 1000 Hz vorverstärkt. Die Nachverstärkung erfolgt DC-offset mit einer oberen Frequenzbegrenzung von 300 Hz (Tektronix, AM 502).

Die EEG-Aufzeichnung wird fortlaufend am Oszilloscop dargestellt. Die Aufzeichnung erfolgt frequenzmoduliert auf einer Bandmaschine (Telefunken MAS 24, oder Sangamo Sabre VI), gleichzeitig werden auf einem zweiten Kanal die Triggerimpulse aufgezeichnet. Parallel dazu können die Daten auf einem fest verdrahteten Mittelungsrechner (Cat 1024 von Technical Measurement Corporation) dargestellt werden und anschließend auf einem XY-Schreiber ausgeschrieben werden.

Die DC-gekoppelte EEG-Ableitung erfolgte, um insbesondere bei parodontaler Reizung eine Phasenverschiebung des Artefaktes zu vermeiden. Diese streng gleichspannungsmäßige Verstärkung erforderte eine besondere Sorgfalt bei der Präparation der Ableit-elektroden. Zur Registrierung des EEG's werden zweiteilige Oberflächen-elektroden aus Silber-Silber-Chlorid mit einem Durchmesser von 8 mm verwendet. Diese werden vor jedem Versuch bei einer Spannung von +9 V elektrolytisch gereinigt und anschließend in einer 2-%igen Kochsalzlösung bei einer Spannung von 1,5 V für 20 min chloriert. Die Befestigung der Elektroden am Kopf erfolgt entweder mit Kleberingen oder mit 4-%igem Kollodium. Die Impedanz der Elektroden wird mit einer Meßbrücke (Type 1650-A von General Radio Company) bei 1 KHz überprüft. Der Elektrodenwiderstand bewegt sich etwa zwischen 0,8 und 6 k Ω .

Die EEG-Auswertung erfolgt off-line an einem Laborrechner, Typ DEClab 11/40 (Digital Equipment Corporation). Für die Datenaufnahme und -auswertung stand das Programmpaket off-lab zur Verfügung, das von Kobal [48] entwickelt worden war.

Die auf Band gespeicherten Daten werden mit einer Abtastfrequenz von 500 Hz digitalisiert und anschließend konsekutiv auf Magnetplatte (RK 05) abgespeichert. Die auf einem zweiten Kanal mit abgespeicherten Triggerimpulse erlauben aufgrund ihrer unterschiedlichen Amplitudenhöhe eine Trennung entsprechend den einzelnen Reizintensitäten. Die so gewonnenen Rohdaten werden am Bildschirm dargestellt, auf Artefakte untersucht und die artefakthaltigen Abschnitte ausgesondert. Anschließend er-

folgt eine Mittelung der einzelnen Datenblöcke. In einigen bestimmten, im Text gekennzeichneten Fällen, wird über eine zu untersuchende Amplitude des Mittelungsergebnisses ein Histogramm erstellt und eine selektive Mittelung der Ausgangsdaten vorgenommen, deren Werte innerhalb der Normalverteilung liegen. Mit Hilfe dieser von Spreng [70] vorgeschlagenen Methode ist es möglich, verdeckte Artefakte auszusondern, und auf diese Weise die Aussagekraft des Einzelpotentials zu erhöhen. Mit Hilfe einer Eichzacke, die für jeden Versuch gesondert unter den gleichen Bedingungen wie die EEG-Daten aufgenommen und abgespeichert wurde, läßt sich die Größe der jeweilig interessierenden Parameter exakt bestimmen. Die Ergebnisse können mit Hilfe von statistischen Verfahren auf ihre Gültigkeit überprüft werden.

2.7 Versuchsablauf und Probanden

Alle Experimente werden am frühen Nachmittag mit einer durchschnittlichen Dauer von zwei Stunden durchgeführt, wobei die äußeren Bedingungen für alle Probanden gleich sind. Zuerst werden EEG- und Reizelektroden wie bereits beschrieben angelegt. Der Proband liegt für die Dauer des Versuches auf einer bequemen Liege in einem schallisolierten und elektrisch abgeschirmten Raum von 3x2x2 m Größe. Zu Beginn des eigentlichen Versuches wird die Reizschwelle bestimmt.

Für diesen Zweck wird ein Rechteckreiz von 2 ms Dauer und etwa 1 Hz Folgefrequenz kontinuierlich gesteigert, bis der Proband eine erste Empfindung und deren Periodik angeben kann. Dieser Vorgang wird dreimal wiederholt. Dabei dürfen die einzelnen Werte nicht mehr als 10 % voneinander abweichen. Der aus den drei Meßergebnissen gebildete Mittelwert wird als Reizschwelle 0 dB definiert.

Der gleiche Vorgang der Schwellenbestimmung erfolgt erneut am Ende des Versuches. Auf diese Weise kann wesentlich besser als mit Hilfe der Impedanzmeßbrücke überprüft werden, ob die Iso-

lation der Reizelektrode während des Versuches gelitten hat. Alle Experimente, die eine Erhöhung der Reizschwelle um mehr als 20 % des Anfangswertes zeigen, werden wegen der Gefahr von Leckströmen ausgesondert.

Der Proband wird gebeten, während der EEG-Registrierung ruhig und entspannt zu liegen und mit halb geöffneten Augen ein vor ihm befindliches Bild zu fixieren; damit sollen Lidschlußartefakte und Fehler durch Augenbewegungen weitgehend vermieden werden.

Das Experiment zerfällt in zwei Versuchsabschnitte. Im ersten Teil werden jeweils 50 Reize einer Intensität von 2, 4, 6 und 8 dB angeboten. Die Reizfolge ist aperiodisch mit einem Reizfolgeabstand zwischen 2 und 8 Sekunden.

Im zweiten Teil werden 120 Reize mit 4 Intensitäten nach einem vorher festgelegten, für den Probanden nicht erkennbaren, Muster angeboten.

In diesem Abschnitt ist jeder Reiz mit der Entscheidung "stärker oder schwächer als der vorausgegangene" verknüpft. Diese Zuordnung trifft der Proband durch Betätigung zweier Handtasten auf ein Signal hin.

Zwischen den einzelnen Versuchsabschnitten werden Pausen von etwa 5 Minuten eingehalten, in denen die Einschätzung des Reizes und eventuell aufgetretene Schwankungen der Reizintensität erfragt werden.

An den dieser Arbeit zugrundeliegenden Versuchen und Vorversuchen nahmen insgesamt 18 gesunde Personen im Alter zwischen 18 und 32 Jahren teil; davon waren 8 Frauen. Die Probanden erhielten pauschal DM 30,-- für den etwa zwei bis drei Stunden dauernden Versuch. Abgesehen von den Vorversuchen, standen alle Probanden mindestens zweimal zur Verfügung, wobei der erste Versuch nicht ausgewertet wurde. Auf diese Weise können starke

Schwankungen in der Aufmerksamkeit und dem subjektiven Empfinden, die durch die ungewohnte Umgebung bedingt sind, weitgehend reduziert werden.

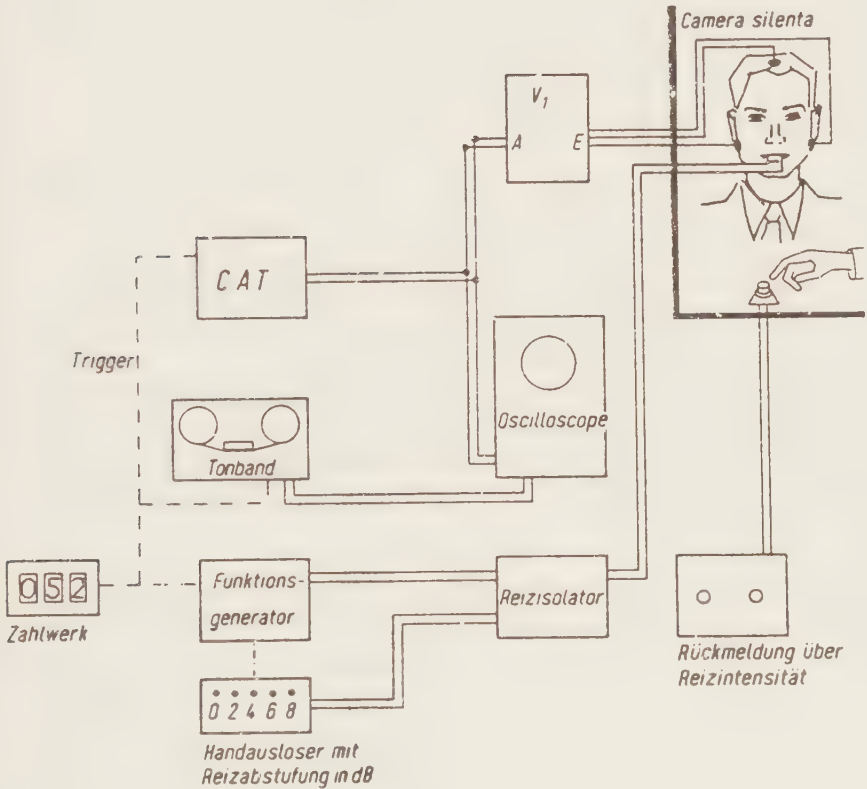


Abb. 8 Schematische Darstellung des im Text beschriebenen Versuchsaufbaus

3. Ergebnisse

3.1 Überprüfung der Methode

3.1.1 Elektrische Eigenschaften von Schmelz und Dentin

Für Untersuchungen mit elektrischer Reizung der Zahnpulpa ist es insbesondere im Hinblick auf quantitative Aspekte notwendig, daß die Charakteristik des Reizes bei allen Intensitäten innerhalb vertretbarer Grenzen erhalten bleibt. Schmelz und Dentin können sowohl aufgrund ihrer ohm'schen, wie kapazitiven Eigenschaften zu einer Veränderung des Reizimpulses führen.

In vitro Untersuchungen von Godt [28] und Mumford [57] zeigen, daß der Widerstand von Schmelz und Dentin stark vom Flüssigkeitsgehalt abhängt. Godt konnte nachweisen, daß der spezifische Widerstand sich umgekehrt zum Flüssigkeitsgehalt der Zahnhartsubstanzen verhält. Er fand für Dentin Werte von $5 \times 10^4 \Omega \text{ cm}$ und für Schmelz von $42 \times 10^4 \Omega \text{ cm}$.

Untersuchungen über die Kapazität der Zahnhartsubstanzen waren uns nicht bekannt.

Um den Einfluß beider Größen unter Berücksichtigung der Größe unserer Zahnreizelektrode zu untersuchen, wurde folgender Versuch unternommen:

Der Wurzelkanal eines aus parodontalen Gründen extrahierten Zahnes wurde retrograd aufbereitet und das Pulpakavum mit Ringeragar abgefüllt. Anschließend wurde eine dünne, isolierte Silber-Silberchlorid-Elektrode eingeführt und das gesamte Präparat wiederum im Ringeragar eingebettet, um etwaige Flüssigkeitsverluste zu vermeiden. Auf die Zahnkrone war zuvor die in unseren Versuchen verwandte Elektrode (ebenfalls Silber-Silberchlorid) aufgeklebt worden.

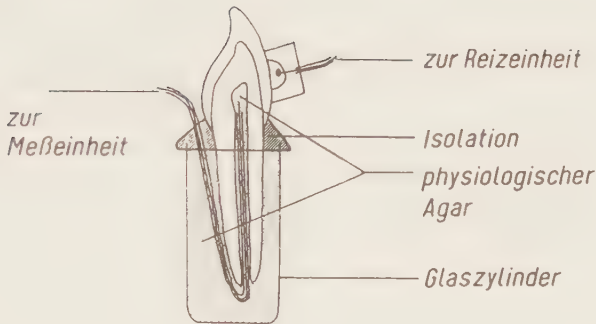


Abb. 9 schematische Darstellung des präparierten Zahnes zur Untersuchung seiner unter den Versuchsbedingungen wirksamen elektrischen Eigenschaften

Als Übergangswiderstand der Elektroden wurde nach Messung an einer Impedanzmeßbrücke ein Wert von $700\text{ K}\Omega$ ermittelt, was unter Berücksichtigung der Elektrodenfläche sowohl mit den Ergebnissen von Farrell [26], als auch von Mumford [62] übereinstimmt. Die anschließende Bestimmung der Kapazität lieferte als Ergebnis 12 pF .

Nachdem diese beiden Größen festgestellt waren, wurde ihr Einfluß auf das Verhalten des Rechteckreizes überprüft; gleichzeitig diente die folgende Messung als Kontrolle für die beiden vorausgegangenen.

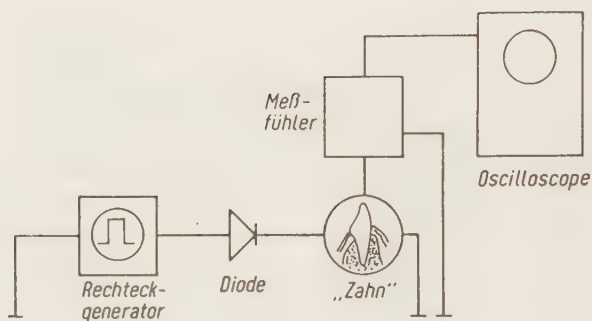


Abb. 10 Skizze des Versuchsaufbaus

Der Versuchsaufbau ist in Abb. 10 schematisch wiedergegeben. Zwischen Rechteckgenerator und Zahn wurde eine Diode zwischengeschaltet, um eine Beeinflussung des Ergebnisses durch den Innenwiderstand des Rechteckgenerators auszuschließen. Zur Messung wurde ein Meßfühler (S-265 von Tektronix) mit $10\text{ M}\Omega$ Eingangswiderstand verwandt und die Veränderung der Rechteckspannung beim Durchfluß der Zahnhartsubstanzen am Oscilloscop dargestellt.

Die Zeit für das Erreichen der Ausgangsspannung ließ sich am Oscilloscop mit etwa $30\text{ }\mu\text{s}$ ablesen. Die Wirkung der Zahnhartsubstanzen auf die Reizcharakteristik entspricht der eines Tiefpaßfilters. Das am Oscilloscop gefundene Ergebnis läßt sich mit Hilfe der eingangs gefundenen Werte rechnerisch nachweisen.

Entsprechend der Formel für die Zeitkonstante [75]
 $\tau = R \cdot C$ läßt sich ein Wert von $8,4\text{ }\mu\text{sec}$ für τ finden. Bei einer sehr hoch angesetzten Einstellgenauigkeit von 1 % ergibt sich eine Einstellzeit von $4,6\tau$, was etwa $37\text{ }\mu\text{sec}$ entspricht.

Im Gegensatz zu den Ergebnissen von Farrel l [26] und in Übereinstimmung mit Mumford [62] zeigte sich eine Integration des Signals. Daraus ist zu ersehen, daß unter Berücksichtigung der von uns verwandten Elektrodengröße und unter Vermeidung von Nebenschlüssen, die Beeinflussung des Rechteckreizes sehr gering ist. Das überwiegende Ausmaß der Integration des Signals wird durch den hohen Widerstand verursacht, der Anteil der Kapazität ist sehr gering.

Ohne eine Differenzierung in Schmelz und Dentin vorzunehmen, lassen sich die in Bezug auf unsere Reizelektrode wirksamen elektrischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanzen durch das Modell eines Widerstandes ($\approx 700 \text{ K}\Omega$) mit parallelgeschaltetem Kondensator ($\approx 12 \text{ pF}$) wiedergeben.

3.1.2 Reizstromkurve von Pulpa und Parodontium

Wie oben erläutert, bewirkt eine Vergrößerung der Elektrodenfläche nicht nur eine Verringerung des Elektrodenübergangswiderstandes, sondern auch der Stromdichte, der für den Reiz ausschlaggebenden Größe, als deren Folge die subjektive Reizschwelle ansteigt.

Mumford [60][56] wies darauf hin, daß bei großflächigen Reizelektroden, größer als 20 mm^2 , nicht nur an der Pulpa-Dentingrenze, sondern auch am Apex des Zahnes ausreichende Stromdichten zur Reizung erregbarer Gebilde auftreten können. Dies bedeutet, daß neben den im Raschkov'schen Plexus der Pulpa vorhandenen freien Nervenendigungen (A δ und C-Fasern) auch sensible Endformationen im periapikalen Gewebe gereizt würden. Damit wären die Voraussetzungen für eine selektive nociceptive Reizung nicht erfüllt. Unter diesem Gesichtspunkt wurde die von uns entwickelte Methode in drei identischen Versuchsgängen überprüft. Bei den drei Probanden lagen vergleichbare Ausgangssituationen vor. In einem Zeitraum von länger als zwei Wochen vor dem Versuch, war die Pulpa eines oberen Frontzahnes aus klinischer Indikation extirpiert und der Wurzelkanal nach

Röntgenmeßaufnahme bis zum physiologischen Apex aufbereitet worden. Vor dem Versuch wurde der Wurzelkanal mit 0,5-%igem Ringeragar abgefüllt und die Trepanationsöffnung speicheldicht verschlossen. Auf diese Weise erhielt der Zahn eine der Pulpa in ihren elektrischen Eigenschaften vergleichbare Füllung. Dieser Zahn und der gleiche der Gegenseite wurden, wie bereits beschrieben, mit der Reizelektrode versehen.

Für beide Zähne wurde nun mit Rechteckreizen, beginnend bei 0,1 ms und einer Folgefrequenz von 1 Hz, eine Reizzeitstromkurve erstellt. Das Ergebnis ist in Abbildung 11 dargestellt.

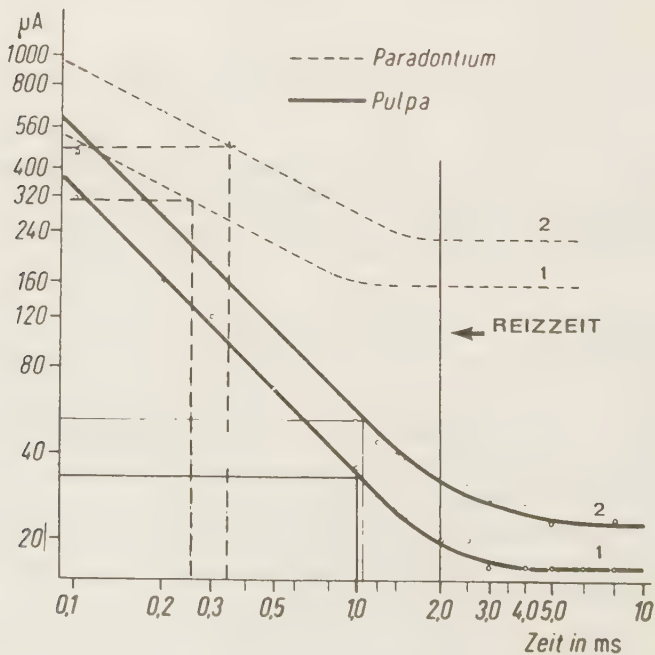


Abb. 11 Reizzeitstromkurve von Pulpa und Parodontium

Die für die Pulpa ermittelten Werte der Chronaxie von 1 ms zeigen gute Übereinstimmung mit den im folgenden Kapitel dargestellten Ergebnissen.

Farrell [26] gibt für das Pulpagewebe eine Kennzeit von 0,9 ms an, ebenso Reeh [63], der seine Untersuchungen mit der selben Versuchsanordnung erstellte. Für die Rheobase ergaben sich 16 bzw. 23 μ A.

Shimizu [66], der in seiner Arbeit über die "Vorschmerzfühlzzone" an vitalen Zähnen berichtet, gibt für die Chronaxie 0,3 ms an.

Dieser Wert entspricht etwa unseren Ergebnissen für das Parodontium, die Rheobase ermittelten wir mit 176 μ A und 214 μ A.

Für die von uns in den einzelnen Versuchen verwendete Reizzeit von 2 ms ergeben sich folgende Werte.

20 μ A und 34 μ A für das pulpare, sowie die Beträge der Rheobase für das parodontale Gewebe.

Im Vergleich der geringsten Wertedifferenz ergibt sich für die Reizung des Parodontiums etwa die 5-fache Stromstärke, verglichen mit dem Pulpagewebe.

3.1.3 Vergleich invasive und nicht invasive Methode der Zahnpulpareizung

Um die Möglichkeit von Leckströmen zu vermindern und die hohe Spannung für die Überwindung des Schmelzwiderstandes zu umgehen, entschlossen sich viele Autoren [20/50/11] für ein invasives Verfahren der Zahnpulpareizung.

Es ergibt sich die Frage, ob und inwieweit unsere Methode und die damit erzielten Ergebnisse mit den in der Literatur beschriebenen vergleichbar sind. Zu diesem Zweck wurden die beiden Methoden in einem Versuch einander gegenübergestellt.

- 1.) Der Ort der Reizentstehung beim invasiven ist mit dem beim nicht invasiven Verfahren identisch.
- 2.) Das ZEP darf sich bei beiden Methoden in Bezug auf Latenzzeit und Amplitudengröße nicht unterscheiden.

Wir präparierten einen oberen linken Schneidezahn wie in Kapitel 2.4 dargestellt und versahen den Nachbarzahn zum Vergleich mit der von uns entwickelten Elektrode.

Während bei der monopolarer Reizart der Reizort unter anderem von der Elektrodengröße bestimmt wird, hat die bipolare Reizung die Erregungsbildung im Pulpakavum zwingend zur Folge. Da Art und Verteilung der sensiblen Endstrukturen in Pulpa und Parodontium sich stark unterscheiden, besteht die Möglichkeit, anhand von Reizzeit-Stromkurven darüber eine Aussage zu treffen, ob die Reizentstehung im Pulpakavum oder im Parodontium erfolgt.

Schwellenbestimmungen wurden in drei Versuchsreihen mit unterschiedlicher Reizelektrode durchgeführt.

Zunächst bipolar invasiv, wobei die Elektrode mit dem kleineren Durchmesser als Reizelektrode diente. Als Vergleich dazu wurde die gleiche Meßreihe am Nachbarzahn mit nicht invasiver monopolarer Reizart durchgeführt. um eventuelle Unterschiede monopolarer und bipolarer Reizart zu erfassen, erstellten wir eine Serie bei monopolarer, invasiver Reizart mit der größeren Elektrode.

Die dabei gewonnenen i/t -Kurven sind in Abbildung 12 dargestellt.

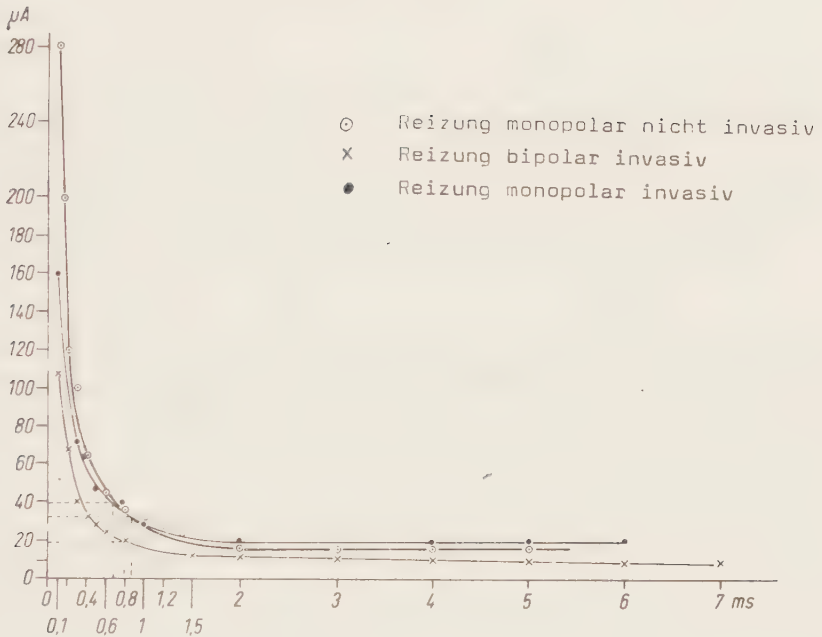


Abb. 12 Reizzeitstromkurven

Die Absolutwerte der Kurven bei invasiver und nicht invasiver Reizung können nicht verglichen werden, da sie nicht am gleichen Zahn gewonnen wurden. Die für die Chronaxie gefundenen Werte liegen in Übereinstimmung mit denen der Literatur [26/63] 7, sowie mit den im vorangegangenen Kapitel beschriebenen Ergebnissen zwischen 0,7 und 0,9 ms.

Aufgrund der Gleichartigkeit der Kurven, sowie ähnlicher Werte für die Chronaxie läßt sich folgern, daß bei der von uns entwickelten monopolaren Reizmethode der Ort der Erregungsbildung im Pulpakavum liegt und es zu keiner Beteiligung von sensiblen Endstrukturen aus dem Parodontium kommt.

Das Ergebnis der im Anschluß abgeleiteten ZPEP zeigt Abbildung 13.

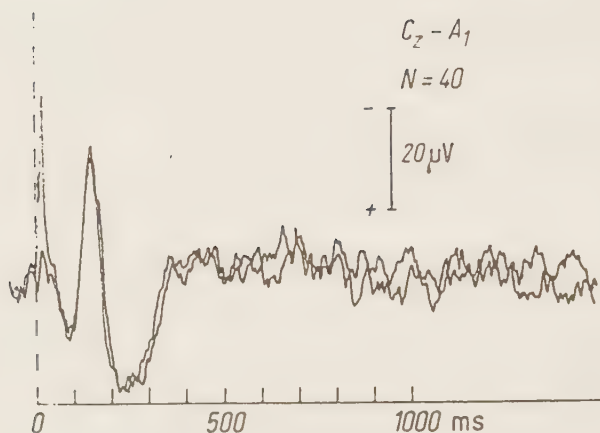


Abb. 13 Zahnpulpareiz-evoziertes Potential bei invasiver und nicht invasiver Methode; zum Vergleich übereinandergezeichnet

Die beiden Potentiale sind unter identischen Bedingungen aufgenommen, die Reizart war bipolar invasiv und monopolar nicht invasiv.

Das Artefakt des Potentials bei monopolarer Reizung markiert den Reizzeitpunkt und ist auf die Lage der Gegenelektrode im rechten Oberkiefer zurückzuführen. Die Intensität beträgt in beiden Fällen 6 dB.

Die Ableitung erfolgt DC-offset mit einer oberen Eichfrequenz von 300 Hz.

Im relevanten Bereich bis 400 ms zeigen die beiden Potentiale einen fast identischen Verlauf.

3.1.4 Diskussion

Zweck der Voruntersuchungen war es, die in Zusammenarbeit mit Reeh [63] entwickelte Methode zur Pulpareizung dahingehend zu überprüfen, ob der Anspruch eines hochselektiven, jedoch nicht invasiven Verfahrens zur nociceptiven Reizung erfüllt ist.

Das von vielen Autoren mit Hinweis auf die Reduktion von Leckströmen angegebene Verfahren der invasiven Pulpareizung zeigt im Vergleich mit dem von uns entwickelten Verfahren nahezu identische Ergebnisse. Was das Vermeiden von Isolationsfehlern betrifft, so hatte sich während der Versuche (siehe Kapitel 2.4) gezeigt, daß auch die invasive- und hier besonders die bipolare-Reizmethode (Chatrrian [26]) Fehlerquellen in sich birgt.

In zwei Fällen war es nicht möglich gewesen, mittels bipolar, invasiver Technik die Pulpa zu reizen. Dies lag in einem der beiden Fälle daran, daß trotz des Abdeckens mit Kunststoff ein Isolationsleck zwischen den beiden Elektroden bestand und im anderen Fall ein Leck gegenüber der Peripherie. Diese Tatsache wird sicherlich durch das Kapillaritätsprinzip, insbesondere bei kleinen Spalten gefördert.

Exakte und reproduzierbare Ergebnisse konnten erst ermittelt werden, nachdem die Isolation durch die für Kunststoffüllungen gebräuchliche Säure-Ätz-Technik erstellt worden war.

Wengleich der intakte Schmelzmantel aufgrund seines Widerstandes hohe Spannungswerte (120 V) für die Reizung erfordert, so führt er doch nicht dazu, daß die Reizcharakteristik in nennenswerter Weise beeinflußt wird. Die im Mikrosekundenbereich liegende Einstellzeit kann als mögliche Fehlerquelle außer acht gelassen werden.

Eine Elektrodenvergrößerung um den Übergangswiderstand zu senken, erscheint nicht sinnvoll, da hierdurch bei vorgegebener Spannung (stromkonstante Reizung) nur scheinbar der Dynamikumfang der Intensität erweitert würde. Zum einen würden diese Maßnahmen zu einer Verringerung der Stromdichte führen, d.h. die Schwelle, gemessen in A, müßte angehoben werden. Andererseits würde sich die Schwelle für eine Reizung des Parodontiums nicht ändern, da der Pulpaquerschnitt, in diesem Fall als virtuelle Elektrodenfläche wirksam, sich nicht ändert.

Anhand der Schwellenwerte von Pulpa und Parodontium bei 2 ms, kann mit unserem Versuchsaufbau ein gesicherter Intensitätsbereich von 12 - 14 dB - die Unerträglichkeitsschwelle wird etwa bei 16 dB erreicht - nachgewiesen werden.

Bei vorgegebener maximaler Spannung würde eine Vergrößerung der Elektrodenfläche lediglich den technischen und nicht den physiologischen Intensitätsspielraum erweitern. Der Vergleich der beiden evozierten Potentiale zeigt, daß trotz der bewußten Lage der Referenzelektrode auf der Gegenseite des Kiefers, dies zwar zu einer drastischen Vergrößerung des Reizeinbruches führt, es jedoch zu keiner Beeinflussung des relevanten Zeitabschnittes kommt.

Zusammenfassend läßt sich sagen, die von uns entwickelte Methode kann den Anspruch erheben, trotz nicht invasiven Vorgehens ein Verfahren zur selektiven nociceptiven Reizung darzustellen, das auch quantitativen Ansprüchen genügt. Der Reizeinbruch kann bei der Ableitung des EEG's auf nicht für Messungen infrage kommende Zeitabschnitte begrenzt werden.

3.2 Das Zahnpulpareiz- evozierte Potential (ZPEP)

3.2.1 Einzelkomponenten

Die Nomenklatur des ZPEP erfolgt in Anlehnung an die für sensorisch evozierte Vertexpotentiale übliche und bereits von Reeh [63] übernommene Bezeichnung.

Im Mittelungsergebnis aus reizkorrelierten EEG-Abschnitten nach elektrischer Pulpareizung zeigen sich drei charakteristische Einzelkomponenten, die bei allen Probanden nachweisbar sind.

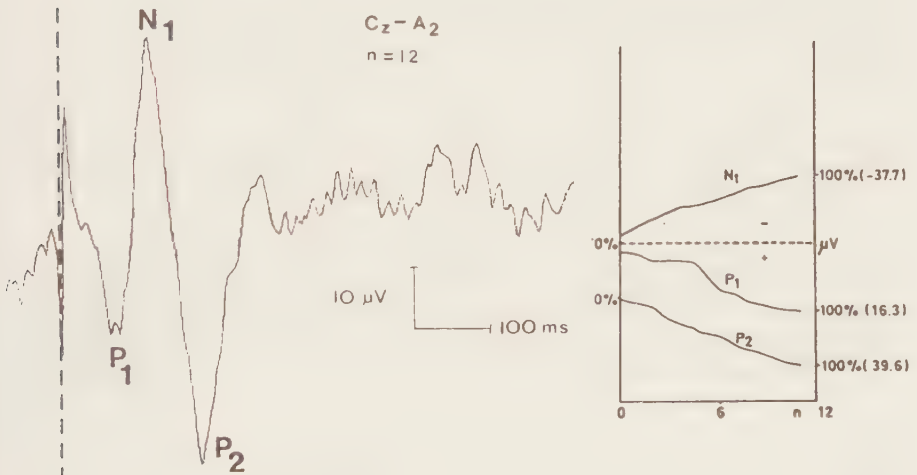


Abb. 14 Zahnpulpareiz-evoziertes Potential

Vereinzelte findet sich eine frühe Negativität (N_0) zwischen 40 und 70 ms, sowie eine späte Komponente (N_2) mit einem Latenzbereich von 350 - 425 ms; da beide Amplituden auch intra-individuell nicht konstant auftreten, werden sie in der Auswertung nicht berücksichtigt.

Die Werteangaben für Maxima der Einzelkomponenten beziehen sich, wenn nicht besonders vermerkt, auf die vom Rechner automatisch erstellte Nulllinie, die als arithmetisches Mittel aller Spannungswerte erstellt wird.

Die Graphik im rechten Abschnitt von Abb. 14 zeigt den Zuwachs der Amplitudenmaxima in Abhängigkeit von der Anzahl der Mittelungsschritte. Bei dieser Darstellungsform wird auf eine Division durch die Zahl der gemittelten Einzelaufnahmen verzichtet.

Die Linearität kann als ein Maß für die Konstanz der dem Mittelungsergebnis zugrunde liegenden Einzelsignale betrachtet werden. Die Komponenten N_1 und P_2 zeigen einen linearen "Zuwachs", während die Einzelamplitudenwerte von P_1 größere Schwankungen aufweisen.

3.3 Der Einfluß der statistisch variierten Intensität auf das ZPEP

3.3.1 Analyse ungemittelter reizkorrelierter EEG-Abschnitte

Anhand der Daten von vier Probanden wurde überprüft, ob und inwieweit durch das Anbieten unterschiedlicher Intensitäten in einer Versuchsserie eine Veränderung der einzelnen Reizantworten erfolgt.

Dabei gingen wir von folgender Überlegung aus. Vier Einzelintensitätsserien über die Werte 2 dB, 4 dB, 6 dB und 8 dB müssen in ihrer Gesamtheit ein vergleichbares Ergebnis mit einer Serie über 4 (2-8 dB) Intensitäten bei gleicher Reizanzahl liefern, wenn die Versuche die einzelnen Reizparameter nicht beeinflussen.

Die Untersuchungen wurden bei allen Komponenten des ZPEP durchgeführt. Das Ergebnis wird am Beispiel der Amplitude (N_1) dargestellt.

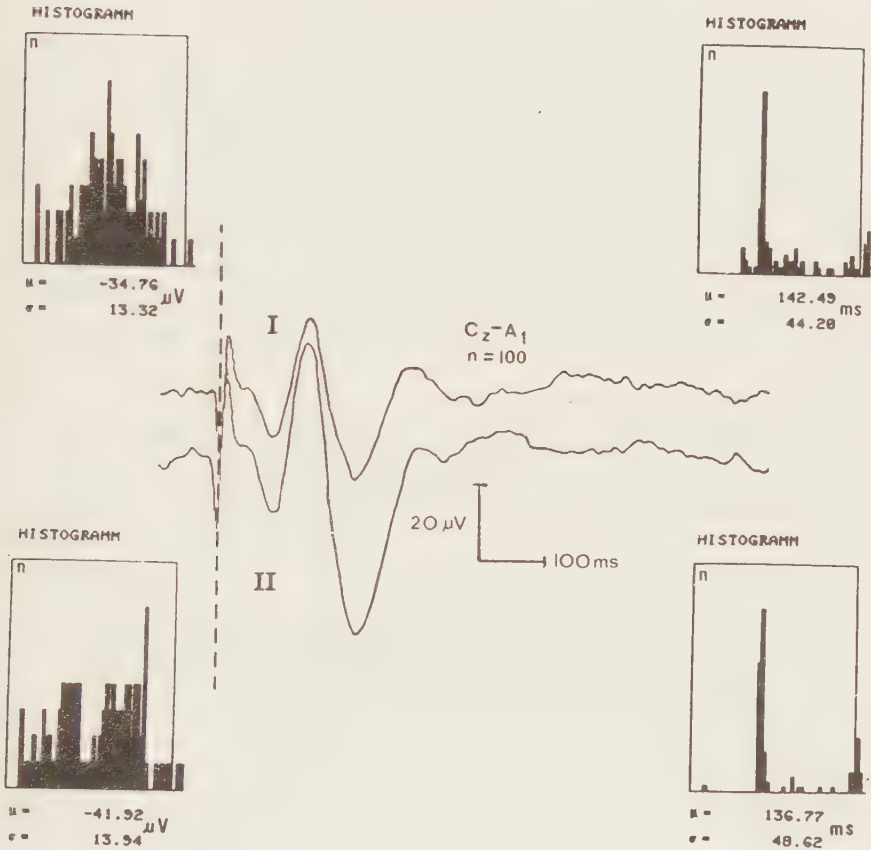


Abb. 15 Analyse ungemittelter EEG-Abschnitte über 4 Intensitäten

Die Abbildung zeigt die Mittelungsergebnisse der beiden Serien, insgesamt 100, jeweils 25 einer Intensität. Die Kurve im oberen Abschnitt stellt das Ergebnis bei statistisch variiertter Intensität dar (I). Deutlich ist vor allem der Unterschied um Faktor zwei in den Einzelwerten der Amplituden.

Zur Feststellung möglicher Ursachen wurde eine Analyse ungemittelter Reizabschnitte durchgeführt.

Das Ergebnis ist in den Histogrammen über das Amplitudenmaximum, sowie deren Latenzzeit dargestellt. Innerhalb eines vorgegebenen "Zeitfensters", das durch die Minima von P_1 und P_2 begrenzt wird, vermißt der Rechner alle auftretenden Maxima, sowie deren Latenz. Der Vergleich zeigt, daß die Einzelwerte von I bei gleicher Streubreite deutlich kleiner sind, jedoch annähernd normalverteilt beiderseits ihres Mittelwertes streuen, während man bei II mit äußerster Vorsicht von zwei Verteilungsmaxima reden kann.

Die Latenzzeiten weisen ebenso wie in allen anderen Ergebnissen geringe Standardabweichungen auf, wobei in II eine geringfügige, aber erkennbare Streuung im Bereich höherer Werte feststellbar ist.

Ob diese Ergebnisse prinzipiell auch auf die jeweilige einzelne Intensität übertragbar sind, wurde durch den Vergleich von je 25 Aufzeichnungen einer Intensität unter den gleichen Bedingungen wie oben untersucht.

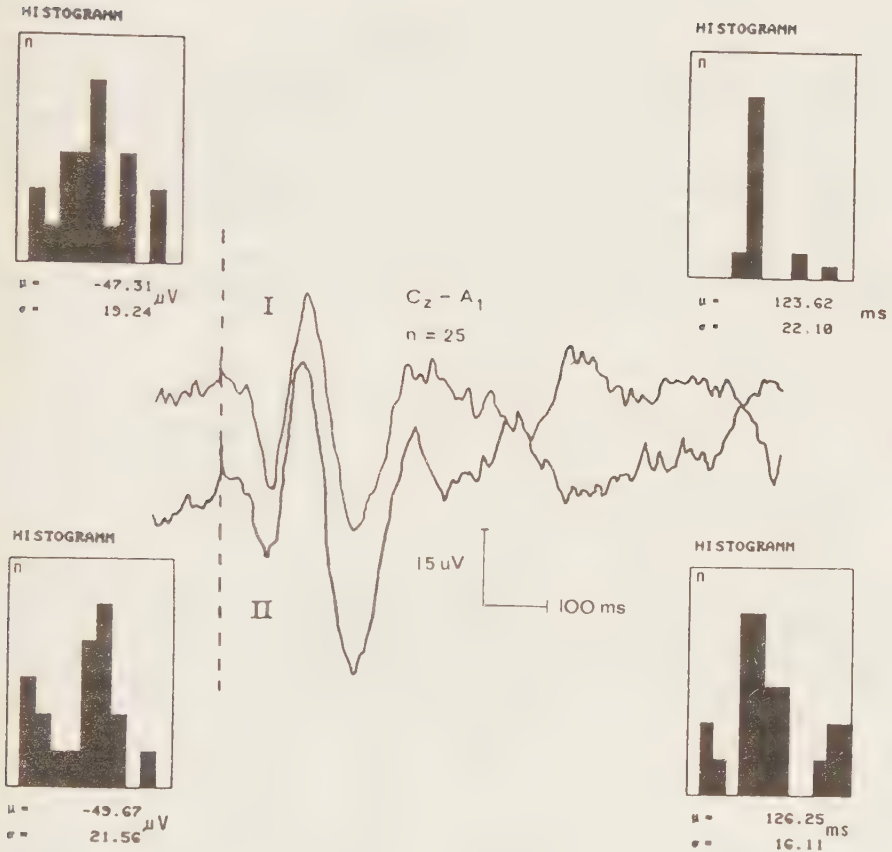


Abb. 15a Analyse ungemittelter EEG-Abschnitte bei 4 dB

Die bereits im Amplitudenhistogramm des Gesamtergebnisses erkennbare Tendenz zeigt sich auch mit gewisser Einschränkung im Einzelergebnis. Die Verteilung der Amplitudenmaxima von I entspricht näherungsweise einer Normalverteilung. Die Latenzzeiten der Einzelwerte von N_1 zeigen bei I eine geringere Schwankung um den Mittelwert.

3.3.2 Analyse der Mittelungsergebnisse

Das Anbieten unterschiedlicher Reizintensitäten während eines Versuches geschieht im Hinblick auf quantitative Untersuchungen. Die Arbeit von Re eh [63_7 hatte gezeigt, daß mit Versuchsserien, bei denen in aufsteigender Reihenfolge nur jeweils eine Reizstärke angeboten wurde, keine intensitätsabhängigen Parameter gefunden werden konnten. Lediglich durch Mittelwertbildung einzelner Mittelungsergebnisse konnte ein Zusammenhang zwischen Latenzzeit von N_1 und der Intensität hergestellt werden.



Abb. 16 Vergleich der ZPEP's von 2-8 dB, bei variierter und gleichbleibender Intensität

Die Abbildung zeigt die Mittelungsergebnisse bei einer Serie (I) mit 4 - und 4 Serien (II) mit je einer Intensität.

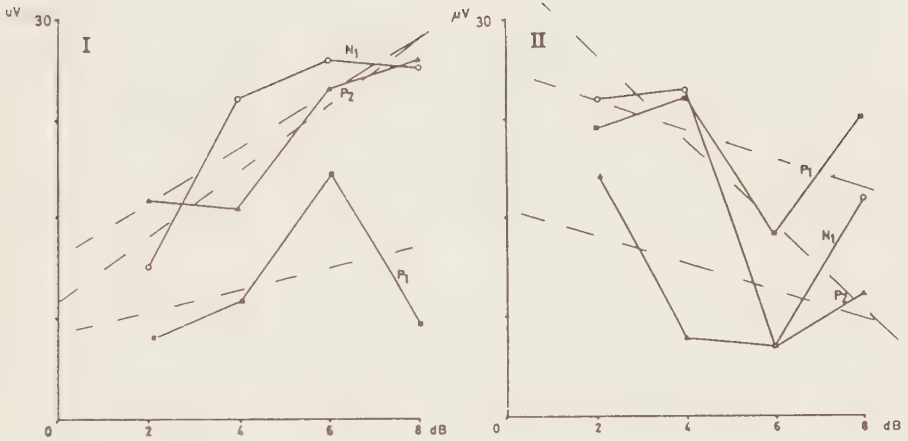


Abb. 17 Amplitudenmaxima in Abhängigkeit von der Intensität

Die jeweils ermittelten Amplitudenmaxima von P_1 , N_1 , P_2 unter den beiden Versuchsbedingungen sind in Abb. 17 abhängig von der Intensität dargestellt. Die durchbrochene Linie stellt die jeweilig geschätzte Regressionsgerade dar.

	P_1	N_1	P_2
II	-0,2785	-0,6093	-0,5834
I	0,4294	0,8545	0,8668
	0,4964	0,8696	0,8254

Tabelle 1 Korrelationskoeffizienten der Amplitudenmaxima bei vier Intensitäten.
3. Spalte unter gleichen Bedingungen wie I

Wie aus Tabelle 1 zu ersehen ist, weisen unter beiden Versuchsbedingungen die Werte für N_1 und P_2 deutlich höhere Korrelationskoeffizienten auf, als für P_2 . Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen anderer Probanden (3. Spalte). Ein bemerkenswerter Unterschied zeigt sich zwischen den Beträgen der Einzelkomponenten von I und II; die Tatsache, daß die Werte von II negativ korrelieren, ist nicht repräsentativ.

Die Bestimmung einzelner Amplitudenmaxima für sich, berücksichtigt nicht die Tatsache, insbesondere bei Gleichspannungsableitung, daß dem Potential überlagerte langsame Spannungskomponenten die Einzelergebnisse verfälschen. Um diese Fehlermöglichkeit auszuschalten, erscheint es angebracht, die Differenz zweier entgegengesetzter Amplitudenmaxima zu verwenden. Aufgrund der höheren Korrelation (Tabelle 1) bieten sich dafür die Werte von N_1 und P_2 an.

3.4 Intensitätsabhängige Veränderungen des ZPEP

Die im weiteren vorgestellten Ergebnisse beziehen sich auf Versuchsbedingungen wie I für ein Experiment pro Proband; auf Abweichungen davon wird im Text hingewiesen.

Die Untersuchungen beschränken sich aus den im vorausgegangenen Kapitel erläuterten Gründen auf den Differenzbetrag der Amplitudenmaxima von N_1 und P_2 , sowie auf die Latenzzeit von N_1 , die als intensitätsabhängiger Parameter dargestellt worden ist.

Die von Reeh gefundene Verminderung der Latenzzeit von N_1 kann in einigen Fällen beobachtet werden. Dabei verdient die Tatsache Beachtung, daß Werte, die mit steigender Intensität kürzerer Latenzzeiten ergeben, im Vergleich der anderen Daten eine deutlich höhere Korrelation aufweisen (siehe Abb. 18).

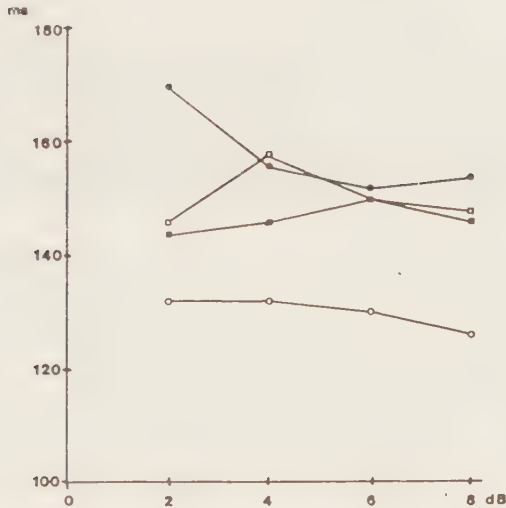


Abb. 18 Abhängigkeit der Latenzzeit von N_1 , bezüglich der Intensität

Die im vorangegangenen Kapitel dargestellten Ergebnisse der Amplitudenmaxima von N_1 und P_2 sind als Differenz dieser beiden Werte in Abb. 19 eingezeichnet und entsprechend mit I und II gekennzeichnet.

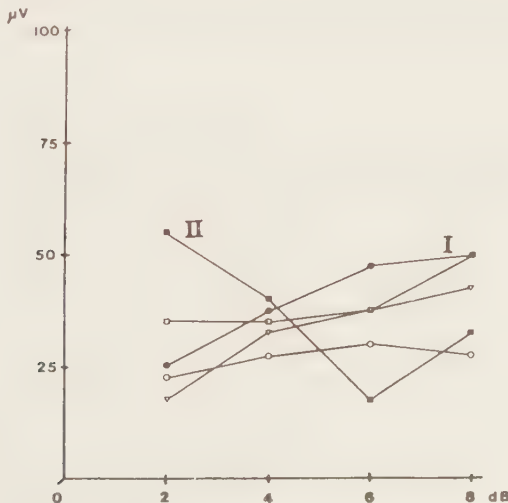


Abb. 19 Intensitätsabhängigkeit von $N_1 - P_2$

Mit Ausnahme einer Versuchsperson, deren EEG einen ausgeprägten α -Rhythmus aufwies, und die eigenen Angaben zufolge Schwierigkeiten hatte, sich auf den Reiz zu konzentrieren ($r = 0,6582$), zeigen die Werte eine hohe Korrelation zwischen $r = 0,8205$ und $r = 0,9473$, und mit der jeweils gesetzten Regressionsgeraden.

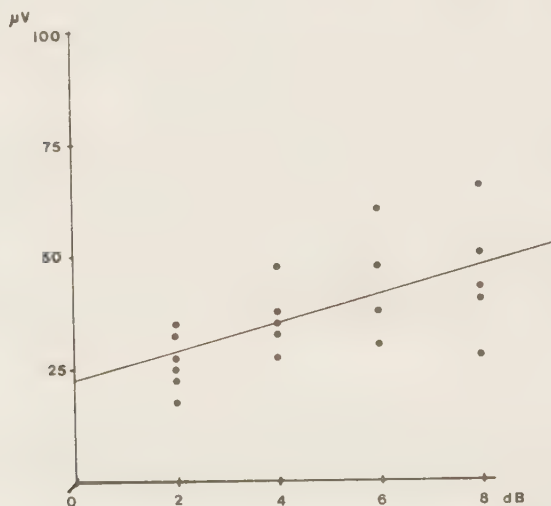


Abb. 20 Regressionsgerade über die Ergebnisse von 6 Probanden

Im Vergleich dazu wird aus Abb. 20 deutlich, daß die Daten interindividuell wesentlich geringer korrelieren. Der Korrelationskoeffizient der Gesamtmenge der Einzeldaten läßt sich mit $r = 0,5944$ bestimmen. Unter Zugrundelegen der 24 Wertepaare läßt sich eine Irrtumswahrscheinlichkeit von etwa 5 % angeben.

3.5 Intensitätsfunktion des ZPEP

Die doppellogarithmische Darstellung der relativen Reiz- bzw. Empfindungsstärken beschreibt für jede Sinnesmodalität eine ihr charakteristische Steigung (k) (Stevens [71_7]).

Wenn die beschriebenen ZPEP's ein objektives Korrelat subjektiver Empfindungen sind (Keidel [46_7]), müßte sich eine Übereinstimmung in den Steigungen der jeweiligen Funktionen zeigen. Lichtenberger [49_7] fand für statistisch variierte Intensitäten einen Wert $k = 0,9$ im Bereich von 0 dB bis 10 dB bei elektrischer Zahnreizung.

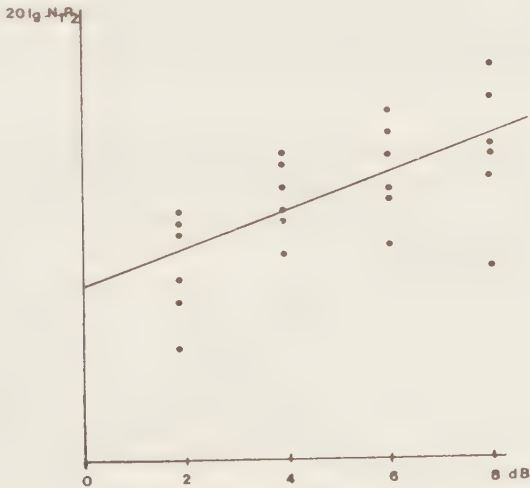


Abb. 21 Steigung von N_1/P_2 in Abhängigkeit zur Intensität

Die Werte von sechs Versuchspersonen zeigen eine etwas höhere Korrelation, als bei einfach-logarithmischer Darstellung ($r = 0,6198$). Die aus allen Einzeldaten geschätzte Regressionsgerade zeigt eine Steigung $k = 0,81$. Die intraindividuellen Werte für k schwanken zwischen 0,89 und 1,24.

3.6. Das Parodontalreiz-evozierte Potential (PAEP)

Im Gegensatz zum evozierten Potential der Zahnpulpa, das rein nociceptiven Ursprungs ist, kommt es beim evozierten Potential des Parodontiums immer zu einer Beteiligung von Mechanorezeptoren.

Dies wird bereits bei der Bestimmung der Schwellenwerte deutlich. Es liegt ein interindividuell stark variierender Bereich zwischen der Empfindungs- und der Schmerzschwelle vor. Die Empfindungsschwelle wird von allen Probanden als taktil beschrieben. Nach einer Intensitätserhöhung um etwa 10-12 dB, bezogen auf die Empfindungsschwelle, wird eine Schmerzsensation angegeben, wobei die Charakterisierung offensichtlich schwerfällt. Nach Aussage der Probanden ist der Schmerz nicht exakt begrenzt und zeigt ein ausgeprägtes Überdauern des eigentlichen Reizes.

Da am Parodontium abhängig von der Reizintensität zwei unterschiedliche Empfindungsqualitäten ausgelöst werden können, wird zusätzlich eine Versuchsserie mit 0 dB bis -4 dB, bezogen auf die Schmerzschwelle, durchgeführt.

Auf diese Weise soll der intraindividuelle Vergleich zweier Empfindungsqualitäten ermöglicht werden.

Bedingt durch die ausgeprägte Variabilität der Potentialkomponenten, insbesondere im schwellennahen Bereich, kann die Charakterisierung des PAEP in manchen Aspekten nur beispielhaft erfolgen.

3.6.1. Einzelkomponenten und Zeitverlauf

Die Nomenklatur des PAEP beschränkt sich auf die Komponenten, die mit hoher Konstanz auftreten.

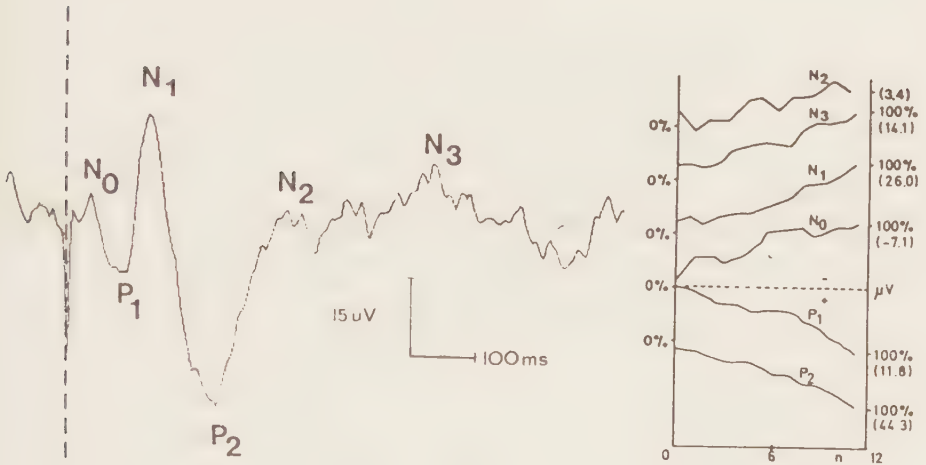


Abb. 22 PAEP, 8 dB, Reizung Zahn 11

Im Unterschied zum ZPEP zeigt das PAEP ein vergleichsweise konstantes N_0 zwischen 40 und 60 ms, sowie eine weitere Negativität N_2 zwischen 310 und 420 ms.

Innerhalb des Potentials nimmt es eine gewisse "Sonderstellung" ein, wie später noch dargestellt werden wird.

Ein N_3 mit einer ausgeprägten intensitätsabhängigen Latenzzeit zwischen 804 und 602 ms konnte in zwei Fällen festgestellt werden.

Im rechten Abschnitt der Abbildung sind die jeweils den Potentialkomponenten entsprechenden "Zuwachsraten" eingetragen.

Die Komponenten P_1 , N_1 und P_2 zeigen - vergleichbar mit dem ZPEP - ein lineares Wachstum; dies gilt ebenso für N_3 . Abweichend davon zeigen die Amplitudenwerte von N_0 und N_2 starke Schwankungen.

3.7. Intensitätsabhängige Veränderungen des PAEP

Der besseren Vergleichbarkeit wegen, sind jeweils zwei Potentiale in den Graphiken nebeneinander dargestellt. Trotz der bereits erwähnten Fehlermöglichkeiten bei der Bestimmung der einzelnen Amplitudenmaxima, durch überlagerte Gleichspannungskomponenten, sind die Werte, infolge einer nur schwer zu definierenden Bezugsgröße, auf die vom Computer errechnete Nulllinie (arithmetisches Mittel der Gesamtkurve) bezogen.

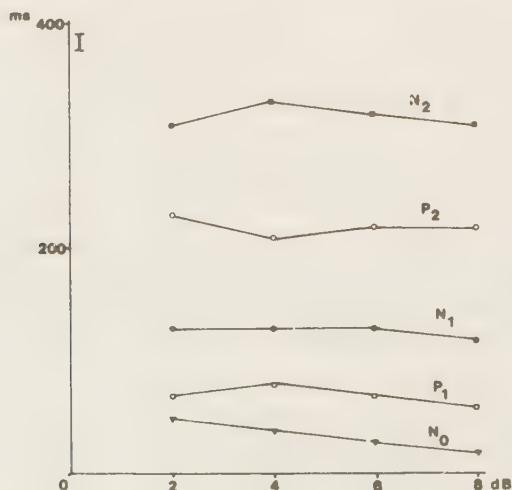


Abb. 23 Latenzzeit der Einzelkomponenten
in Abhängigkeit von der Intensität

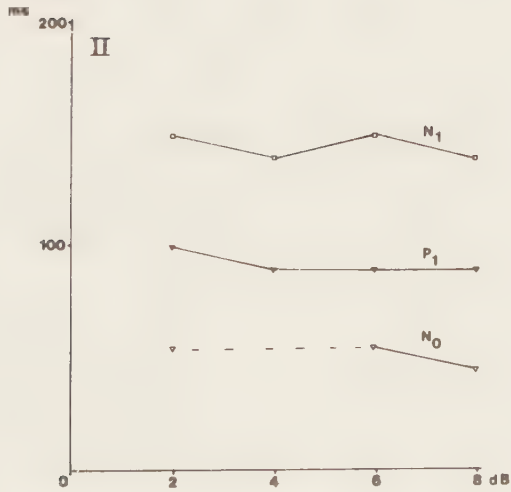
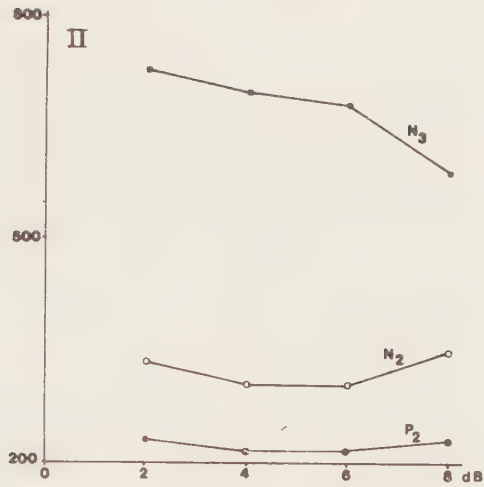


Abb. 23a Latenzzeit der Einzelkomponenten
in Abhängigkeit von der Intensität

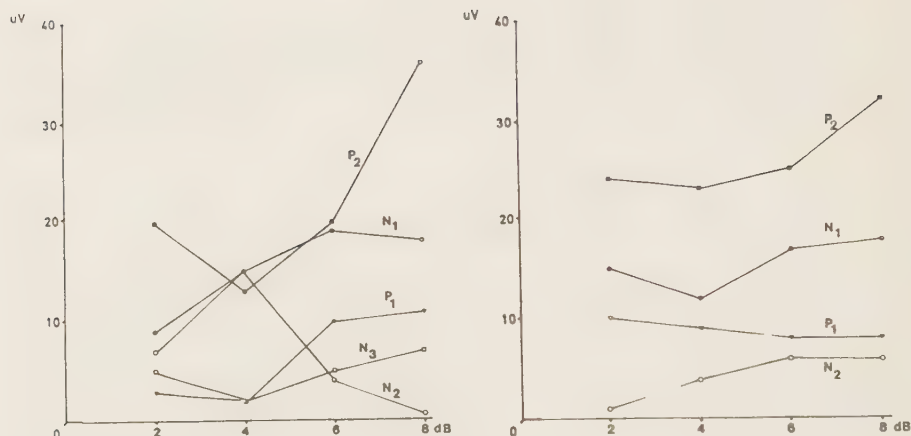


Abb. 24 Intensitätsabhängigkeit der Einzelmaxima

3.8. Konkurrierende Parameter des PAEP

Mit den folgenden Darstellungen soll der Versuch unternommen werden, aufzuzeigen, ob und inwieweit eine gegenseitige Beeinflussung der am Parodontium auslösbaren Empfindungen vorliegt.

Wir gingen von folgender Überlegung aus; sollte eine Wechselwirkung zwischen zwei Parametern erfolgen, so müßte sich dies in einem selektiven Mittelungsverfahren, wobei nur die innerhalb der Normalverteilung liegenden Einzelwerte verwendet werden, durch eine Änderung der einzelnen Potentialkomponenten auswirken.

Die Daten des bereits dargestellten PAEP wurden unter Zuhilfenahme eines Histogramms zum einen über die Maxima von N₁, zum anderen über die Maxima des intraindividuell besonders konstanten N₃ gemittelt.

Dabei zeigt sich, daß bei Mittelung nach N_3 sich dieses Maximum nur unwesentlich verändert, wohingegen die Amplituden von N_0 und N_2 eine bemerkenswerte Vergrößerung erfahren. Im Gegensatz dazu kommt es zu einer Reduktion von N_1 und P_2 . Der gegenteilige Effekt ist bei Mittelung nach N_1 zu erkennen.

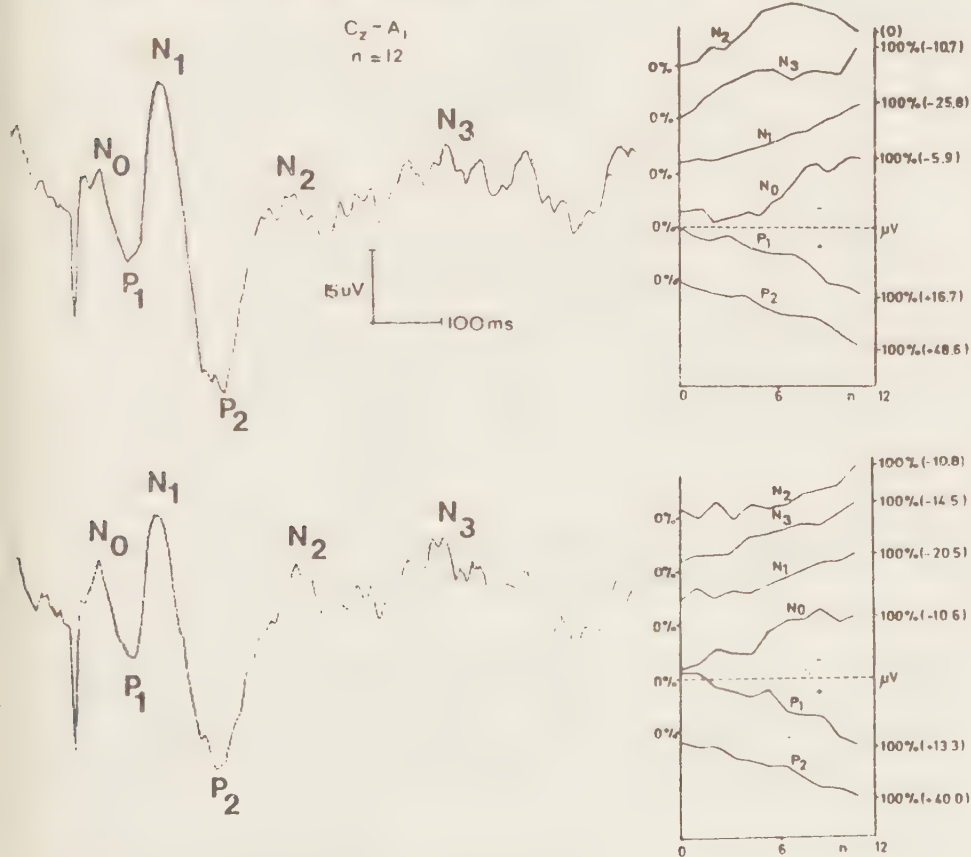


Abb. 25 Mittelung nach N_1
Mittelung nach N_3

Um dies gegenüber zufallsbedingten Größen abzusichern, zeigt die folgende Abbildung das Ergebnis bei einer Intensität von 2 dB, aus dem gleichen Versuchsgang.

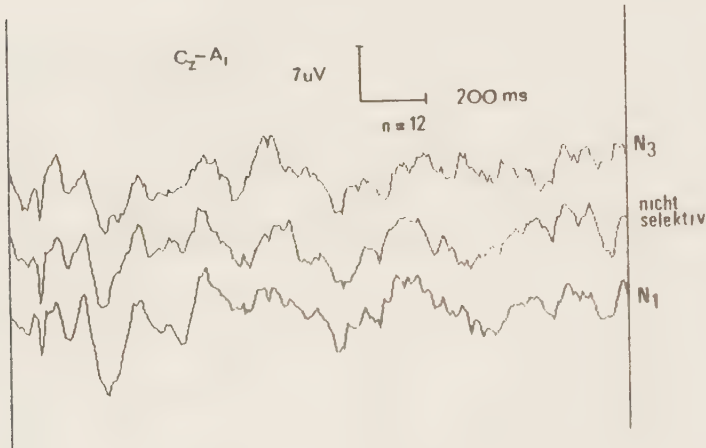


Abb. 26 Nichtselektiv gemittelt, gemittelt nach N_1 ,
gemittelt nach N_3 ; Intensität 2 dB

Hierbei wird ebenfalls deutlich, was sich bereits bei einer Intensität von 8 dB gezeigt hatte. Die Mittelung der Amplitudenmaxima von N_3 , die innerhalb der Standardabweichung liegen, führt zu einer Reduktion des N_1/P_2 Komplexes, sowie zu einer deutlichen Anhebung der Komponente N_0 .

Der Vergleich der Abbildungen 22 und 25 macht deutlich, daß wie erwartet die Wachstumskurven der Komponenten an denen die Mittelung orientiert wurde, einen nahezu linearen Verlauf aufzeigen. Bemerkenswert ist jedoch die Tatsache, daß bei einer Mittelung nach N_1 die Komponenten N_0 , N_2 und N_3 hinsichtlich ihrer Amplitudenmaxima stärkere Schwankungen aufweisen.

3.9 Das PAEP im schwellennahen, taktilen Bereich

Inwieweit das PAEP eine Veränderung im Bereich unterhalb der subjektiven Schmerzschwelle erfährt, soll am Beispiel zweier Versuchsreihen dargestellt werden.

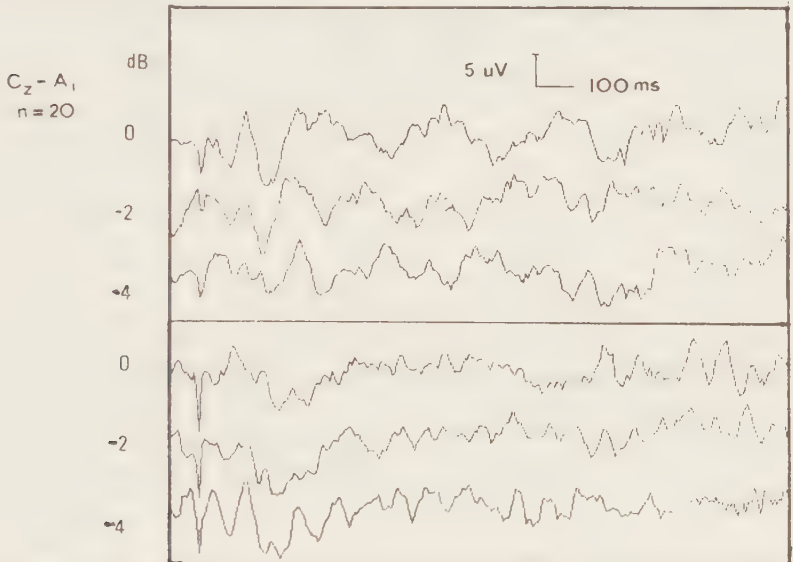


Abb. 27 PAEP bei 0, -2 und -4 dB bezogen auf die subjektive Schmerzreizschwelle

Die Komponenten P_1 , N_1 , P_2 und N_2 können bei Reizung mit der Intensität 0 dB mit gewisser Sicherheit erkannt werden, die zugehörigen Latenzzeiten sind in der Tabelle 2 wiedergegeben.

	P_1	N_1	P_2	N_2
A	52	114	270	314
B	100	152	228	320

Tabelle 2

Bei einer Intensität von -2 dB, zeigt sich in beiden Fällen eine deutliche Reduktion von N_1 , wohingegen bei -4 dB die Komponente N_0 etwas ausgeprägter erscheint. Weitere Aussagen, bezüglich der Einzelkomponenten zu machen, erscheint wenig sinnvoll, da aufgrund des geringen Signal-Rauschabstandes eine sichere Beurteilung nicht möglich ist.

4. Diskussion

4.1 Das Zahnpulpareiz-evozierte Potential

Die in dieser Arbeit dargestellten evozierten Vertexpotentiale, zeigen Übereinstimmung mit den in der Literatur veröffentlichten Ergebnissen von Harkins [35], Chapman [17/19] und Chatrian [20]. Diese Autoren verwenden ebenfalls die Methode der Zahnpulpareizung. Chatrian erhält bei Ableitung Vertex gegen Inion vergleichbare Latenzzeitwerte. Die davon abweichenden Ergebnisse von Harkins, könnten ihre Ursache in einer starken EEG-Filterung bis 15 Hz haben, die aufgrund der Phasenverschiebung das späte Auftreten der Komponenten erklären würde.

Die von Spreng und Ichiooka [68] erstmals 1964 veröffentlichten Vertexpotentiale nach elektrischer Reizung der Zahnpulpa, können aufgrund einer bipolaren Ableittechnik nicht verglichen werden. Die von ihm angegebenen Chronaxiewerte von 0,3 sec, lassen eine Mitbeteiligung parodontaler bzw. gingivaler Rezeptoren in Frage kommen, wie ein Vergleich mit der Literatur [7/26] sowie Kapitel 3.1.2 zeigt.

In wesentlich stärkerem Maße, stellt sich dieses Problem der spezifischen Reizung bei den Arbeiten von Chapman und Harkins [17/19/35], die mit einer von Hand gehaltenen Reizelektrode arbeiten.

Aus den in den Vorversuchen gewonnenen Ergebnissen (Kapitel 3.1) läßt die zusammen mit Reeh [63] entwickelte Methode den Anspruch eines Verfahrens zur ausschließlichen Reizung der menschlichen Zahnpulpa zu, die aufgrund der in ihr ausschließlich repräsentierten A-Delta und C-Fasern, die Voraussetzung für eine rein noziceptive Reizart darstellt.

Ergebnisse in quantitativer Hinsicht, konnten von Reeh nicht gefunden werden. Die Einzelanalyse ungemittelter, reiz-

korrelierter EEG-Abschnitte, die mit Hilfe des von Kobal [48] erstellten Programmpaket "Offlab" erst ermöglicht wurden, hatten folgendes gezeigt.

Eine Reizung mit verschiedenen Intensitäten, wobei jedoch pro Serie nur eine Intensität zur Verfügung steht, läßt eine intensitätsabhängige Verteilung der Amplitudenmaxima nicht erwarten, da sie in ihrer Gesamtheit über alle Intensitäten nicht der Normalverteilung unterliegen.

Diese Normalverteilung wird erst erreicht, wenn innerhalb eines Versuches mit statistisch variierten Intensitäten gereizt wird (siehe Kapitel 3.2). Dies ist jedoch die Voraussetzung für Untersuchungen unterschiedlicher Intensität, sollen sie nicht ausschließlich auf eine rein phänomenologische Beschreibung beschränkt werden.

Auswertverfahren, um quantitative Aspekte aufzuzeigen, mit ihren Schätzungen von Regressionsgeraden, sowie Korrelationskoeffizienten, die zur Sicherung der Ergebnisse angegeben werden, setzen die - zumindest näherungsweise - Normalverteilung der zugrundeliegenden Daten voraus.

Mit der in dieser Arbeit angewandten Intensitätsvariation, bezogen auf die jeweilige, individuelle Schmerzschwelle, kann eine gesicherte Intensitätsabhängigkeit des N_1/P_2 Komplexes nachgewiesen werden.

Die zur Überprüfung einer möglichen Intensitätsfunktion im Steven'schen [71] Sinne gewählte doppellogarithmische Darstellung, weicht von den bisher für evozierte Potentiale üblichen Form ab [45], da sich das Problem der Schwellendefinition in Bezug auf das ZPEP nicht lösen ließ, ohne die Schätzung der Korrelation zu beeinflussen. Bei einer Skalierung in dB wäre die Definition eines gemeinsamen Orientierungspunktes nötig gewesen, der zu einer nicht gerechtfertigteren, höheren Korrelation der Daten geführt hätte. Die einzelnen Meßergebnisse-

se sind um den Betrag des Schwellenwertes in Bezug auf ihre Y-Werte angehoben, auf diese Weise wird weder Steigung, noch Korrelation der Gesamtheit aller Einzelwerte zur geschätzten Korrelationsgeraden beeinflußt. Die Steigung der ermittelten Regressionsgeraden ist mit den Ergebnissen der psychophysiologischen Messungen von Lichtenberger [49] vergleichbar.

Die Bedenken, die gegen diese Nebeneinanderstellung von objektiven und subjektiven Meßverfahren, infolge der starken antwortorientierten Grundhaltung bei psychophysiologischen Untersuchungen erhoben werden, können mit dem Hinweis auf den ebenfalls antwortorientierten Versuchsablauf außer acht gelassen werden.

4.2 Das Parodontalreiz-evozierte Potential

Das in dieser Arbeit vorgestellte PAEP zeigt in seinen Komponenten $P_1/N_1/P_2$ ein mit den ZPEP vergleichbares intensitätsabhängiges Verhalten. Die dem ZPEP ähnliche Form kann als Zeichen einer hohen Konstanz des Vertexpotentials gegenüber den einzelnen Sinnesmodalitäten betrachtet werden, wie der Vergleich mit olfaktorischen Potentialen [47] zeigt.

Im Unterschied zum ZPEP weist das PAEP ein wesentlich konstanteres N_0 (60 ms) auf, das sich über alle Intensitäten zeigt. Das gleiche trifft für N_2 (320 ms), sowie in zwei Fällen ein spätlatentes N_3 mit einer ausgeprägten Latenzzeitverkürzung bei höheren Intensitäten zu. Die gewisse Konkurrenz dieser Komponenten, gegenüber N_1/P_2 (siehe Kapitel 3.8) kann möglicherweise in Zusammenhang mit der subjektiv unterschiedlich empfundenen Qualität des Parodontium- gegenüber dem Pulpareiz gesehen werden.

Der von allen Probanden beschriebene, wenig lokalisierbare Schmerz, kann vielleicht in Verbindung mit den von Meil [53] beschriebenen spezifischen Nociceptoren des Parodontiums gesehen werden, die als Endstrukturen dünner Nervenfasern, durch elektrische Parodontalreizung belegt werden.

5. Zusammenfassung

Einleitend werden die mit der Schmerzforschung verbundenen Probleme, insbesondere die der elektrischen Zahnpulpareizung erörtert.

Ein Verfahren zur elektrischen, nicht invasiven Pulpastimulation mit statistisch variiertter Intensität wird dargestellt und die damit sich ergebenden methodischen Fehlerquellen aufgezeigt und untersucht. Die elektrischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanzen, die Reizzeitstromkurven von Pulpa und Parodontium, sowie die Lokalisation der Reizentstehung in Hinblick auf die eigene Methode werden überprüft.

Das Vertexpotential nach Zahnpulpastimulation wird dargestellt, die ungemittelten EEG-Abschnitte einer Analyse unterzogen und die Intensitätsabhängigkeit der Komponenten N_1/P_2 , sowie -funktion - interindividuell nachgewiesen.

Diesem ZPEP wird das parodontiumreiz-evozierte Potential gegenübergestellt und ein dazu entwickeltes Verfahren angegeben.

Literaturverzeichnis

- / 1 / Anderson, D.J., Matthews, B. (Eds.):
Pain in the Trigeminal region.
Elsevier/North Holland, Amsterdam 1977
- / 2 / Anderson, D.J., Hannam, A.G., Matthews, B.:
Sensory Mechanisms in Mammalian Teeth and Their
Supporting Structures.
Physiological Reviews 50, (1970)
pp. 171-195
- / 3 / Anderson, S.A., Keller, O., Vyklicky, L.:
Cortical Activity Evoked From Tooth Pulp Afferents.
Brain Research 50, (1973)
pp. 473-475
- / 4 / Andres, K.H., Düring, M. von:
Morphology of Cutaneous Reception.
Springer, Berlin-Heidelberg-New York 1973
- / 5 / Beecher, H.K.:
Measurement of subjective responses: Quantitative
effects of drugs.
Oxford University Press, New York 1959
- / 6 / Beitel, R.E., Dubner, R.:
Sensitization and Depression of C-Polymodal Nociceptor
by Noxious Heat Applied to the Monkey's Face.
In: / 9 /
pp. 149-153
- / 7 / Birkenhauer, H.:
Über die Reizstromkurven der gesunden Zahnpulpa.
DZZ 5 (1950)
S. 1346-1355

- [-8_] Blix, M.:
Experimentelle Beiträge zur Lösung der Frage
über die spezifische Energie der Hautnerven.
Zeitschrift für Biologie 20, (1884)
S. 141-160
zitiert nach [-44_]
- [-9_] Bonica, J., Albe-Fessard, D. (Eds.):
Advances in Pain Research and Therapy, Vol. 1
Raven Press, New York 1976
- [-10_] Bonica, J., Liebeskind, J., Albe-Fessard, D. (Eds.):
Advances in Pain Research and Therapy, Vol. 3
Raven Press, New York 1979
- [-11_] Bratzlavsky, M., Boever, J. de, Ecken, H. van der:
Tooth pulp reflexes in jaw musculature in man.
Archs. oral. Biol. 21 (1976)
pp. 491-493
- [-12_] Burgess, P.R., Perl, E.R.:
Cutaneous Mechanoreceptors and Nociceptors.
In: [-40_]
- [-13_] Byers, M.R.:
Fine Structure of Trigeminal Receptors in Rat Molars.
In: [-10_]
pp. 13-24
- [-14_] Carmon, A., Mor, J., Goldberg, J.:
Application of laser to psycho-physiological study of
pain in man.
In: [-9_]
- [-15_] Carmon, A., Friedman, Y., Cogger, R., Kenton, B.:
Single trial analysis of evoked potentials to noxious
thermal stimulation in man.
Pain 8 (1980)
pp. 21-32

- /16_7 Cauna, N.:
Fine structure of the receptor organs and its probable functional significance.
In: de Reuck, A.K.S., Knight, J. (Eds.):
Touch, Heat and Pain. CIBA Foundation Symp.
Churchill, London 1966
pp. 117-127
- /17_7 Chapman, C.R.:
The measurement of Pain in Man.
In: /10_7
- /18_7 Chapman, C.R., Benedetti, C., Butler, S.H.:
Cerebral Response Measures of Stimulation-Induced and Opiate - Induced Dental Analgesia in Man:
Attempted Analgesia with Narcotic Antagonist.
In: /9_7
pp. 423-434
- /19_7 Chapman, C.R., Colpitts, Y.M., Benedetti, C., Butler, S.H.:
Event-related Potential Correlates of Analgesia;
Comparison of Fentanyl, Acupuncture and Nitrous Oxide.
Pain 14 (1982)
pp. 327-337
- /20_7 Chatrjian, G.E., Canfield, R.C., Lettich, E., Black, R.G., Knauss, Th.A.:
Cerebral Responses to Electrical Tooth Pulp Stimulation in Man.
Neurology 25 (1975)
pp. 745-757
- /21_7 Chen, A.C.N., Chapman, R., Harkins, S.W.:
Brain Evoked Potentials are Functional Correlates of Induced Pain in Man.
Pain 6 (1979)
pp. 365-374

- [22_] Dawson, G.D.:
Cerebral responses to electrical stimulation of peripheral nerve in man.
J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 10 (1947)
pp. 134-140
- [23_] Dellow, P.G., Roberts, M.L.:
Sensory mechanisms in Dentin: The effect of bradykinin application.
J. dent. Res. 44 (1965)
p. 1197
- [24_] Dubner, R., Price, D.D., Beitel, R.E., Hu, J.W.:
Peripheral neural correlates of behaviour in monkey and human related to sensory-discriminative aspects of pain.
In: [1_]
pp. 57-66
- [25_] Eifinger:
Die Mikromorphologie der menschlichen Zahnpulpa.
Carl Harser Verlag (1976)
- [26_] Farrell, T.H.:
A Preliminary Investigation Into The Electrical Properties of Human Teeth.
British Dental Journal, Vol. 104, No. 10 (1958)
pp. 353-359
- [27_] Frey, M. von:
Der Schmerzsinn.
Z. Biol. 63 (1914)
S. 362-370
zitiert nach [44_]
- [28_] Godt, H., Bredow, B. von:
Untersuchungen über den elektrischen Widerstand in den Zahnhartgeweben.
Deutsche Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde 48 (1967)
S. 363-370

- [29] Goldscheider, A.:
Das Schmerzproblem.
Springer-Verlag, Berlin 1920,
zitiert nach [44]
- [30] Greenwood, F., Hosiuchi, H., Matthews, B.:
Electrophysiological Evidence on the Types of Nerve
Fibres Excuted Electrical Stimulation of Teeth with
Pulp- Tester.

Archs.oral.Biol., 17, (1972)
pp. 701-709
- [31] Griffin, C.J., Harris, A.:
Innervation of human periodontium I. Classification of
periodontal receptors.
Australien Dental Journal, February 1974
- [32] Griffin, C.J., Spain, H.:
Organization and vasculature of human periodontal
ligament mechanoreceptors.
Archs. oral. Biol. 17, (1972)
pp. 913-921
- [33] Griffin, C.J.:
The fine structure of end-rings in human periodontal
ligament.
Archs. oral. Biol. 17, (1972)
pp. 785-797
- [34] Hannam, A.G., Siu, W., Tom, J.:
A Comparison on Monopolar And Bipolar Pulp-Testing
J. Canad. Dent. Assn. 2, (1974)
pp. 124-128

- /~35_7 Harkins, S.W.:
Cerebral Evoked Potentials to Noxious Dental Stimulation:
Relationsship to Subjective Pain Report.
Psychophysiology 15, (1978)
pp. 248-252
- /~36_7 Harris, R., Griffin, C.J.:
Fine Structure of Nerve Endings in The Human dental
Pulp.
Archs. oral Biol. 13, (1968)
pp. 773-778
- /~37_7 Harris, S.C., Brandel, N.E.:
The Tooth Pulp as an Algesimetry Site.
J.D. Res. 29, (1950)
pp. 68-72
- /~38_7 Hassel, H.J. van:
Cortical Potentials Evoked by Tooth Pulp Stimulation
in Rhesus Monkeys.
Archs.oral Biol. 17, (1972),
pp. 1059-1066
- /~39_7 Hilgard, E.R.:
Pain Perception in Man.
In: Held, R., Leibonite, H.N., Teuber, H.-L. (Eds.):
Handbook of Sensory Physiology. Vol. 8; Perception;
Springer, Berlin-Heidelberg-New York 1978
- /~40_7 Iggo, A. (Ed.):
Handbook of Sensory Physiology. Vol. II:
Somatosensory System.
Springer, Berlin-Heidelberg-New York 1973
- /~41_7 Itch, K., Wakita, M., Kobayashi, S.:
Innervation of the Periodontium in the Monkey.
Arch. histol. jap., Vol. 44, No. 5 (1981)
pp. 453-466

- [⁻42] Janzen, R., Keidel, N.D., Herz, A., Streichele, A. (Hrsg.):
Schmerz. Grundlagen, Pharmakologie, Therapie.
Thieme-Verlag, Stuttgart 1972
- [⁻43] Kawamura, Y. (Ed.):
Frontiers of Oral Physiology, Vol. 2:
Physiology of Oral Tissues.
Karger-Verlag, Basel 1976
- [⁻44] Keeser, W., Pöppel, E., Mitterhausen, P.:
Fortschritte der klinischen Psychologie Bd. 27
Schmerz.
Urban und Schwarzenberg, München 1982
- [⁻45] Keidel, W.-D.:
Neurophysiological Evidence for the Stevens Power Function in Man.
The Journal of the Acoustical Society of America.
Vol. 38 (1965)
pp. 191-195
- [⁻46] Keidel, W.-D.:
Ist Schmerz meßbar?
In: [⁻42]
- [⁻47] Keidel, W.-D.:
Neuere Ergebnisse der Physiologie der Hörens.
Arch. Chr.-Nas.-Kehlk.-Heilk. 185 (1965),
S. 548-575
- [⁻48] Kobal, G.:
Elektrophysiologische Untersuchungen am Geruchssinn
des Menschen.
Thieme Verlag, Stuttgart 1981
- [⁻49] Lichtenberger, E.:
Untersuchungen zur subjektiven Intensitätsfunktion der
Schmerzmodalität bei elektrischer Zahnreizung.
Dissertation, Erlangen 1971

/50_7 Lima, V.M.F. de, Chatrian, G.E., Lettich, E., Canfield, C.,
Miller, C., Soso, M. J.:

Electrical Stimulation of Tooth Pulp in Humans.

I. Relationship among Physical Stimulus Intensities.

Psychological Magnitude Estimates and Cerebral Evoked Potentials.

Pain 14 (1982)

pp. 207-232

/51_7 Martin, R.W., Chapman, C.R.:

Dental Dolorimetry for Human Pain Research:

Methods and Apparatus

Pain 6 (1979)

pp. 349-364

/52_7 Matthews, B., Baxter, J., Watts, S.:

Sensory and reflex responses to tooth pulp stimulation in man.

Brain Res. 113 (1976)

pp. 83-94

/53_7 Mei, N., Hartmann, F., Aubert, M.:

Periodontal Mechanoreceptors Involved in Pain.

In: /1_7

pp. 103-110

/54_7 Melzack, R., Wall, P.D.:

Pain mechanisms: a new theory.

Science 150 (1965)

pp. 971-979

/55_7 Mumford, J.H.:

Pain Threshold Of Normal Human Anterior Teeth.

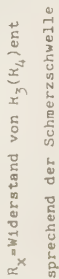
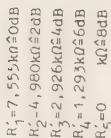
Archs. oral. Biol. 8, (1963)

pp. 493-501

- /56_7 Mumford, J.M.:
Pain Perception Threshold on Stimulation Human Teeth
and the Histological Condition of the Pulp
British Dental Journal, (1967)
pp. 427-433
- /57_7 Mumford, J.M.:
Resistivity of Human Enamel and Dentile
Archs. Oral Biol. 12, (1967)
pp. 925-927
- /58_7 Mumford, J.M.:
Stimulus - Evoked Pain in Teeth
In: /43_7
pp. 51-77
- /59_7 Mumford, J.M., Björn, H.:
Problems in electric pulp-testing and dental algesimetry.
Int. dent. J. (Lond.) 12 (1962)
pp. 161-179
- /60_7 Mumford, J.M.:
Path of Direct Current in Electric Pulp-Testing
British Dental Journal, vol. 106, No. 7 (1959)
pp. 243-245
- /61_7 Mumford, J.M., Newton, A.V.:
Stimulus convergerice in human teeth.
Archs. oral. Biol. 15, (1970)
pp. 953-959
- /62_7 Newton, A.V., Mumford, J.M.:
Transduction of Square Wave Stimuli Through Human Teeth.
Archs. Oral. Biol. 13, (1968)
pp. 831-832

- /63_7 Reeh, P.:
Gemittelte Hirnrindenpotentiale und Kaumuskelreflexe
nach Reizung der menschlichen Zahnpulpa
Med. Diss. Erlangen, 1981
- /64_7 Schröder, H.E.:
Orale Strukturbiologie
Thieme Verlag 1976
- /65_7 Scott, D. jr., Maziarz, R.:
What is the Most Unique Form of Stimulus to Evoke
Dental Pain?
In: /9_7
pp. 205-213
- /66_7 Shimizu, T.:
Tooth Pre-Pain Sensation Elicited by Electrical
Stimulation.
J. dent. Res. 43 (1964),
pp. 467-475
- /67_7 Spreng, M., Keidel, W.D.:
Human evoked cortical responses to auditory stimuli.
Interaction, time course of adaption, influence of
stimuli parameters. XXII. Int. Congress of Physiological
Sciences, Leiden 1962,
Excerpta Medica, Int. Congress Series No. 48 (1962)
- /68_7 Spreng, M., Ichioka, M.:
Langsame Rindenpotentiale bei Schmerzreizung am Menschen.
Pflügers Arch. 279 (1964),
S. 121-132
- /69_7 Spreng, M.:
Objektivierende Messungen am Schmerzsinne des Menschen.
Habilitationsschrift, Erlangen 1970

- [70] Spreng, M.:
Zusatzmethoden zur Verbesserung der Aussagekraft gemittelter evozierter Potentiale.
Z. EEG-EMG 3 (1972)
S. 49-56
- [71] Stevens, S.S.:
The Psychophysics of Sensory Function.
In: Sensory Communication;
W.A. Rosenblith (Ed.).
zitiert nach [45]
Massachusetts Inst. of Technology; Cambridge 1961
- [72] Stiefel, A., Taatz, H.:
Elektronenmikroskopische Untersuchungen zur Nervenverteilung in der menschlichen Zahnpulpa
Deutsche Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Bd. 59,
H. 5/6, 1972
S. 120-137
- [73] Steckinger, L., Pritz, W.:
Morphologische Aspekte der Schmerzempfindung im Zahn.
Dtsch. zahnärztl. Z. 25, (1970)
S. 557-565
- [74] Taatz, H., Stiefel, A.:
Untersuchungen zur Ultrastruktur menschlicher Pulpanerven.
Deutsche Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Bd. 54, (1970)
S. 21-36
- [75] Tietze, U., Schenk, Ch.:
Halbleiterschaltungstechnik,
Berlin-Heidelberg-New York 1978



$U'_{8dB} = 2.511 \cdot U'_{0dB}$

$$\frac{2,511}{1045} = \frac{1}{5} \rightarrow$$

$$R'_{\text{dR}} = 7,555 \text{ k}\Omega$$

Herrn Prof. Dr. W.D. Keidel danke ich für die Überlassung des Themas, sowie die Nutzungsmöglichkeit aller Einrichtungen des Institutes.

Herrn Prof. Dr. E. David danke ich für die Einführung in die Thematik.

Herrn Dr. P.W. Reeh danke ich für die Zusammenarbeit bei der Erstellung der methodischen Grundlagen.

Herrn Priv. Doz. Dr. G. Kobal danke ich für die Einführung, sowie für die Überlassung der Computerprogramme für die Auswertung der EEG-Daten und für die konstruktive Kritik und wertvolle Diskussionen.

Herrn Prof. Dr. K.-H. Plattig danke ich für die Nutzungsmöglichkeit der Rechenanlage.

Allen Mitarbeitern des Instituts, besonders Herrn K. Burian, möchte ich für ihre Unterstützung dieser Arbeit danken.

Lebenslauf

19.5.1953 geboren in Amberg als Sohn von
Gerhard und Anna Raab

1959-1964 Luitpoldschule in Amberg

1964-1970 Humanistisches Gymnasium in Amberg

1970-1973 Max-Reger-Gymnasium in Amberg

8.6.1973 Abitur

WS 1973 Studium Physik und Mineralogie in Erlangen

ab SS 1974 Studium Zahnmedizin in Mainz

ab SS 1976 Klinischer Studienabschnitt in Erlangen

5.12.1978 Staatsexamen Zahnmedizin

seit WS 1978 Studium Humanmedizin in Erlangen

seit
1.7.1979 Assistent an der Poliklinik für
Zahnerhaltung und Parodontologie

